



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Profesional de Tecnología Médica

**“Evaluación del ruido en imágenes de tomografía
computarizada de cerebro por retroproyección filtrada
y reconstrucción iterativa. Clínica Good Hope,
Lima2018”**

TESIS

**Para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología
Médica en el área de Radiología**

AUTOR

Anthony Pedro MAYURI RAMOS

ASESOR

Carmen Cecilia MUÑOZ BARABINO

Lima, Perú

2018



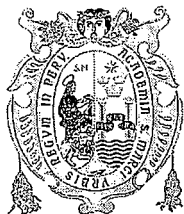
Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Mayuri A. “Evaluación del ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa. Clínica Good Hope, Lima2018” [Tesis de pregrado]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina, Escuela Profesional de Tecnología Médica; 2018.



11 p^{as} R.
790 A

Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú, Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Profesional de Tecnología Médica

"Año del diálogo y la reconciliación nacional"



ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

Conforme a lo estipulado en el Art. 113 inciso C del Estatuto de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos (R.R. No. 03013-R-16) y Art. 45.2 de la Ley Universitaria 30220. El Jurado de Sustentación de Tesis nombrado por la Dirección de la Escuela Profesional de Tecnología Médica, conformado por los siguientes docentes:

Presidente: Lic. Abelardo Néstor Tenio Obregón

Miembros: Lic. Luis Frank Bernal Quispe

Lic. Enrique Espinoza Esli

Asesor : Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino

Se reunieron en la ciudad de Lima, el día 11 de setiembre de 2018, procediendo a evaluar la Sustentación de Tesis, titulado "EVALUACIÓN DEL RUIDO EN IMÁGENES DE TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA DE CEREBRO POR RETROPROYECCIÓN FILTRADA Y RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA. CLÍNICA GOOD HOPE, LIMA-2018", para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología Médica en el Área de Radiología del Bachiller:

ANTHONY PEDRÓ MAYURI RAMOS

Habiendo obtenido el calificativo de:

19
(en números)

Diecinueve
(en letras)

Que corresponde a la mención de:

Sobresaliente.

Quedando conforme con lo antes expuesto, se disponen a firmar la presente Acta.

Presidente
Lic. Abelardo Néstor Tenio Obregón

Miembro
Lic. Luis Frank Bernal Quispe

Miembro
Lic. Enrique Espinoza Esli



Asesor (a) de Tesis
Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino

**EVALUACIÓN DEL RUIDO EN IMÁGENES DE
TOMOGRFIA COMPUTARIZADA DE CEREBRO POR
RETROPROYECCIÓN FILTRADA Y RECONSTRUCCIÓN
ITERATIVA. CLÍNICA GOOD HOPE, LIMA-2018.**

AUTOR:

Bachiller MAYURI RAMOS, ANTHONY PEDRO

ASESOR:

Mg. MUÑOZ BARABINO CARMEN CECILIA

(Docente Principal; 40 horas)

Dedicatoria:

A mis padres Pedro y Angelina por la dedicación, cariño y apoyo incondicional que me han brindado siempre.

A mi hermana Elizabeth por motivar mis deseos de superación.

Agradecimiento

A Dios, por guiar mi camino y darme la felicidad de cumplir una meta más en mi vida.

A mi asesora Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino por el tiempo y dedicación para la realización de este trabajo.

A los docentes de mi querida escuela de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, por compartir sus sabias enseñanzas.

ÍNDICE

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	1
1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES	2
1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN	6
1.3 OBJETIVOS	7
1.3.1 Objetivo general.....	7
1.3.2 Objetivos específicos.....	7
1.4 BASES TEÓRICAS	7
1.4.1 Base teórica.....	7
1.4.2 Definición de términos.....	25
1.4.3 Formulación de la hipótesis.....	25
CAPÍTULO II: MÉTODOS	26
2.1 DISEÑO METODOLÓGICO	27
2.1.1 Tipo de investigación	27
2.1.2 Diseño de la investigación.....	27
2.1.3 Población.....	27
2.1.4 Muestra y muestreo.....	27
2.1.4.1 Criterios de inclusión	28
2.1.4.2 Criterios de exclusión.....	28
2.1.5 Variables.....	29
2.1.6 Técnicas e instrumentos de recolección de datos.....	29
2.1.7 Procedimientos y análisis de datos.....	29
2.1.8 Consideraciones éticas	32
CAPÍTULO III: RESULTADOS	33
CAPÍTULO IV: DISCUSIÓN Y LIMITACIONES	41
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	45
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	48
ANEXOS.....	53
Operacionalización de variables	54
Matriz de consistencia	55

Solicitud de autorización	56
Instrumento	57
Imágenes	58
Prueba de normalidad	67
Control de calidad del equipo de tomografía computarizada	68
Validación del instrumento	73

Lista de tablas

Tablas N°		Pág.
1	Características Sociodemográficas	34
2	Relación señal-ruido y la relación contraste-ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada	35
3	Relación señal-ruido y la relación contraste-ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa	36
4	Relación señal-ruido y relación contraste-ruido según la técnica de retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa	37
5	Informe tomográfico de retroproyección filtrada y de reconstrucción iterativa.	39

Lista de figuras

Tablas N°		Pág.
1	Edad del paciente	34
2	Sexo del paciente	35

Resumen

Objetivo: Evaluar el ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018

Metodología: Estudio cuantitativo, observacional, con diseño analítico-comparativo, transversal y prospectivo cuya muestra estuvo constituida por 67 estudios de tomografía computarizada cerebral en pacientes atendidos en la Clínica Good Hope en Lima en el año 2018. Los datos fueron presentados en frecuencias absolutas y porcentuales, asimismo en promedios y desviación estándar. Al observar una distribución normal de los datos se utilizó la prueba de t de Student y para una distribución no normal la prueba de Wilcoxon, se tuvo en cuenta el valor de p , tal que si era <0.05 había diferencia estadísticamente significativa.

Resultados: La relación señal ruido de la sustancia gris fue 19.18 con la técnica de retroproyección filtrada, y 25.14 con reconstrucción iterativa ($p=0.000$), teniendo menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa en la sustancia gris. La relación señal ruido de la sustancia blanca fue 14.99 con la técnica de retroproyección filtrada y 19.62 con reconstrucción iterativa, ($p=0.000$) observándose menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa en la sustancia blanca. La relación señal ruido del líquido cefalorraquídeo fue 6.3 con la técnica de retroproyección filtrada y 8.09 con reconstrucción iterativa ($p=0.000$), teniendo un menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa en el líquido cefalorraquídeo. La relación señal ruido del aire fue -648.70 con la técnica de retroproyección filtrada y -706.41 con reconstrucción iterativa, ($p=0.000$), encontrando menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa en el aire. La relación contraste ruido fue 3.94 con la técnica de retroproyección filtrada y 5.09 con reconstrucción iterativa, ($p=0.000$), teniendo menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa.

Conclusión: El ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro fue menor por reconstrucción iterativa que por retroproyección filtrada en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018.

Palabras clave: retroproyección filtrada, reconstrucción iterativa, tomografía computarizada, ruido.

Abstract

Objective: To evaluate the noise in images of brain computed tomography by filtered retroprojection and iterative reconstruction in the Good Hope Clinic, Lima, 2018.

Methodology: Quantitative, observational, analytical-comparative, cross-sectional and prospective study whose sample consisted of 67 brain CT studies in patients treated at the Good Hope Clinic in Lima in 2018. The data were presented in absolute and percentage frequencies, also in averages and standard deviation. When observing a normal distribution of the data, the Student t test was used and for a non-normal distribution the Wilcoxon test, the p-value was taken into account, such that if it was <0.05 there was a statistically significant difference.

Results: The signal-to-noise ratio of the gray matter was 19.18 with the filtered backprojection technique, and 25.14 with iterative reconstruction ($p = 0.000$), having lower noise in the computed tomography images with iterative reconstruction in the gray matter. The signal-to-noise ratio of the white matter was 14.99 with the filtered backprojection technique and 19.62 with iterative reconstruction, ($p = 0.000$), with less noise observed in the computed tomography images with iterative reconstruction in the white matter. The signal-to-noise ratio of the cerebrospinal fluid was 6.3 with the retroprojection technique filtered and 8.09 with iterative reconstruction ($p = 0.000$), with a lower noise in the images of the computed tomography with iterative reconstruction in the cerebrospinal fluid. The air noise signal ratio was -648.70 with the retroprojection technique filtered and -706.41 with iterative reconstruction, ($p = 0.000$), finding lower noise in the images of the computed tomography with iterative reconstruction in the air. The noise contrast ratio was 3.94 with the retroprojection technique filtered and 5.09 with iterative reconstruction, ($p = 0.000$), having lower noise in the images of the computed tomography with iterative reconstruction.

Conclusion: Conclusion: Noise in computed tomography images of the brain was less by iterative reconstruction than by retroprojection filtered in the Good Hope Clinic, Lima, 2018.

Key words: filtered retroprojection, iterative reconstruction, computed tomography, noise.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES

Los exámenes de radiodiagnóstico se han convertido en una herramienta indispensable para detección y tratamiento de enfermedades, lesiones o malformaciones en los diferentes sistemas del cuerpo humano. La tomografía computarizada (TC) es uno de ellos.

La TC es un examen de radiodiagnóstico que permite la evaluación de los tejidos blandos y vasos cerebrales con mucha más precisión y que permite una localización más exacta del daño cerebral (ya sea en el mismo órgano o en los vasos sanguíneos).¹ Puede ser empleada mediante dos métodos: una de ellas el método tradicional reconstructivo o llamado también técnica convencional de retroproyección filtrada y otro método llamado reconstrucción iterativa.

Actualmente el uso del método de reconstrucción iterativa, se muestra como una alternativa beneficiosa, ya que se produce un menor ruido y dosis para la emisión de radiación.

La literatura científica acerca de estos dos temas es escasa aún y en nuestro medio se sigue empleando el método tradicional o técnica convencional de retroproyección filtrada, lo cual puede condicionar a que los usuarios se sometan a una tomografía computarizada que ofrezca un diagnóstico menos preciso del daño o lesión cerebral que puede estar aquejándoles.

Algunos estudio han hecho revisiones al respecto como el publicado en Alemania en el año 2012, el cual trató sobre “La Reconstrucción iterativa en la TC craneal: calidad de imagen de los protocolos de rutina y baja dosis en comparación con la retroproyección filtrada estándar”, para lo cual incluyeron a 90 pacientes, hallando que en comparación con la retroproyección filtrada, la reconstrucción iterativa (IRIS) produjo un menor ruido de imagen ($p \leq 0.02$), un aumento de la relación contraste-ruido ($p \leq 0.03$) y una calidad de imagen subjetiva mejorada ($p \leq 0.002$) en todos los niveles de dosis².

Seguidamente en Estados Unidos, en el año 2013 se llevó a cabo un trabajo acerca de la “Evaluación comparativa de tres técnicas de reconstrucción de imágenes para la calidad de imagen y la dosis de radiación en pacientes sometidos a exámenes de TC multidetectores abdomino-pelviales”, en el que intervinieron 23 pacientes a quienes se les reconstruyó la tomografía abdomino-pelviales con contraste mediante proyección retrospectiva filtrada y reconstrucción iterativa en espacio de imagen, obteniendo que el ruido objetivo fue considerablemente menor con reconstrucción iterativa ($p < 0,0016$ para IRIS), sobretodo en pacientes que pesan menos de 90 kg (200 lb); además, la dosis media de radiación registrada, es decir, CTDI vol, fue 10% menor con IRIS (13.5 ± 3.7 mGy; $p = 0.06$), respectivamente, que con FBP: 15.0 ± 3.5 mGy³.

Por otro lado, en Brasil se efectuó una investigación titulada “Reconstrucción iterativa en espacio de imagen (IRIS) en tomografía computarizada cardiaca: experiencia inicial” donde se incluyeron a 55 pacientes consecutivos sometidos a angiografía por TC coronaria para descartar una estenosis de la arteria coronaria, encontrando que la calidad de la imagen subjetiva (2.8 ± 0.4 en proyección trasera filtrada y 2.8 ± 0.4 en reconstrucción iterativa) y el número de segmentos “evaluables” por paciente 14.0 ± 1.2 en proyección filtrada y 14.1 ± 1.1 en reconstrucción iterativa) no fueron significativamente diferentes entre los dos métodos. Sin embargo, la reconstrucción iterativa tuvo un menor ruido de imagen (22.6 ± 4.5 HU frente a 28.6 ± 5.1 HU) y una mayor relación señal/ ruido y de imagen a ruido en las arterias coronarias proximales. La IRIS reduce el ruido de la imagen y la relación contraste-ruido en la angiografía por TC coronaria, lo que proporciona un potencial para reducir la exposición a la radiación. Sin embargo, la reconstrucción iterativa tuvo un menor ruido de imagen (22.6 ± 4.5 HU frente a 28.6 ± 5.1 HU) y una mayor relación señal/ ruido y de imagen a ruido en las arterias coronarias proximales⁴.

Otro estudio desarrollado en Alemania, acerca de “Reducir la dosis de radiación para dosis bajas de TC de los senos paranasales mediante reconstrucción iterativa: viabilidad y calidad de imagen - Un estudio clínico en 88 pacientes”, con ajustes estándar (A: 120 kV, 60 mAs);reconstruidos con retroproyección filtrada convencional (FBP) o con la

reducción del producto de la corriente del tubo de 20%, 40% y 60% (B: 48 mAs, C: 36 mAs y D: 24 mAs) usando la reconstrucción iterativa (IRIS) (n = 20 cada uno). Se observó que la dosis efectiva media fue $0,28 \pm 0,03$ mSv (A), $0,23 \pm 0,02$ mSv (B), $0,17 \pm 0,02$ mSv (C) y $0,11 \pm 0,01$ mSv (D), lo que resultó en una reducción máxima de la dosis del 60% con la técnica de reconstrucción iterativa comparada a la TC de dosis baja estándar. La mejor calidad de imagen se observó a 48 mA (media 4,8; $p < 0,05$), mientras que la TC de dosis baja (A) y escalas de dosis máxima reducidas (D) no mostraron diferencias significativas en la calidad de imagen subjetiva (media 4,37 (A) y 4,31 (B); $p = 0,72$). El acuerdo interobservador fue excelente (valores κ 0,79-0,93)⁵.

En república checa se ejecutó un trabajo de la “La reconstrucción iterativa de la angiografía de TCMD pulmonar: efectos en la calidad de la imagen, la dosis efectiva y la dosis estimada de órgano en la mama”, en el que se analizaron 116 estudios de TC pulmonar fue reconstruida con FBP (n = 52) o IRIS (n = 64) se encontró que el CTDI vol promedio arrojó 4.33 mGy para FBP y 3.54 mGy para IRIS, respectivamente (18.2% de disminución). La dosis de exploración efectiva promedio fue de 2.73 ± 0.57 mSv (FBP) y 2.29 ± 0.68 mSv (IRIS), respectivamente (16.1% de disminución). La dosis estimada de órgano promedio para la mama disminuyó de 5.1 ± 1.1 mGy (FBP) a 4.2 ± 1.2 mGy (IRIS, 17.6% de disminución). No se encontraron escaneos no diagnósticos (puntaje 5) en ninguno de los grupos. Se observó una mejora significativa en los niveles de ruido de la imagen ($P < 0,01$) y la calidad de imagen subjetiva ($P < 0,02$) en el grupo IRIS⁶.

Finalmente, en Suiza un estudio de “Algoritmo de Reconstrucción iterativa para TC de multidetector abdominal a diferentes voltajes de tubo: evaluación de precisión diagnóstica, calidad de imagen y dosis de radiación en un estudio fantasma”, Se colocó un fantoma hepático personalizado con 45 tumores hepáticos hipovasculares simulados (diámetros de 5, 10 y 15 mm, contraste de tumor a hígado de 10, 25 y 50 UH) en un recipiente de agua cilíndrico que imitaba a un paciente de tamaño intermedio. . El espectro fue escaneado a 120, 100 y 80 kVp. Los conjuntos de datos de CT se reconstruyeron con FBP y reconstrucción iterativa (IRIS), comparado con el conjunto de

datos de FBP a 120 kVp, el conjunto de datos de reconstrucción iterativa (IRIS) recolectado a 100 kVp demostró un ruido de imagen media significativamente menor (20.9 y 16.7 HU, respectivamente, $p < 0.001$) y mayores CNR medios para los tumores simulados ($P < .001$). El conjunto de datos de reconstrucción iterativa recolectado a 120 kVp produjo la sensibilidad más alta para la detección de tumores, mientras que los datos de FBP establecidos a 80 kVp arrojaron los más bajos. La sensibilidad para el conjunto de datos de reconstrucción iterativa (IRIS) a 100 kVp fue comparable con la del conjunto de datos FBP a 120 kVp (79,3% y 74,9%, respectivamente, $P > 0,99$). El índice de dosis de CT en volumen disminuyó en un 39.8% entre el protocolo de 120 kVp y el protocolo de 100 kVp y en un 70.3% entre el protocolo de 120 kVp y el protocolo de 80 kVp⁷.

La Clínica Good Hope es una de las instituciones de salud privada más prestigiosa de nuestro país, que forma parte de una red médica adventista mundial con más de 700 instituciones y que posee como emblema el brindar una adecuada atención en salud integral. Ofrece servicios de diferentes especialidades médicas y dispone de un centro de diagnóstico por imágenes en el cual realizan la tomografía computarizada con el fin de brindar un diagnóstico preciso en las patologías que pueden presentarse en los usuarios que acuden a la clínica en mención.⁸

En dicha institución se emplea la tomografía computada con el método tradicional y muy pocas veces el método de reconstrucción iterativo a pesar de los beneficios que presenta en cuanto de imagen. Esto puede deberse a que es una técnica novedosa que recién se está conociendo e implementando y por lo cual no hay muchos conocimientos acerca de su manejo. Por éste motivo, se planteó la inquietud de saber que método de la tomografía computada suele ser más útil en la práctica, al aplicarlo con los pacientes que requieran dicho examen y de ésta manera saber que método sería el más recomendable, buscando reconocer cual método brinda una mejor imagen.

1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN:

En las últimas décadas la reducción de las dosis de radiación se ve relacionado directamente con la calidad de imagen e incluso con el tiempo de realización del examen, esto incluye el uso de diversas técnicas, que incluyen la reducción de la corriente y tensión del tubo, tiempo de barrido, técnicas helicoidales, optimización de la longitud del examen, individualización de protocolo de exploración, y utilización de control automático de exposición (AEC).

Para mejorar los parámetros de evaluación en una tomografía, se proporcionan nuevos métodos de reconstrucción de la imagen frente a los métodos tradicionales que se usan de forma protocolar. Con el presente estudio se pretende evaluar el ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada (FBP) vs reconstrucción iterativa (IRIS), lo obtenido en la investigación permitirán a los profesionales de radiología contar con información suficiente para evaluar los resultados tomográficos según las técnicas mencionadas. Se resalta que la presencia de ruidos puede ocultar detalles anatómicos y disminuir la detección de las lesiones con bajo contraste, pudiendo alterar las imágenes de los pacientes; por ende, los parámetros tomográficos pueden verse alterados. La idea es identificar la mejor técnica con menores posibilidades de problemas en el ruido, para poder obtener mejores resoluciones de imágenes y evitar una repetición de la prueba en pacientes que acuden por el servicio, ofertando una calidad de atención al usuario y menores costos por la repetición del examen, en pro de la sociedad.

Asimismo, este estudio podrá ser tomado como base para la realización de otros estudios y podría ser aplicada en la institución de salud en mención y en otras instituciones de salud con la finalidad de brindar una mejor atención a los usuarios que requieran de una tomografía computarizada en cerebro.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo general:

Evaluar el ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018

1.3.2 Objetivos específicos:

- Estimar la relación señal-ruido y la relación contraste-ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada.
- Estimar la relación señal-ruido y la relación contraste-ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa.
- Comparar los resultados obtenidos con respecto a la relación señal-ruido y relación contraste-ruido según la técnica de retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa.

1.4 BASES TEÓRICAS:

1.4.1 Base teórica

TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA:

La tomografía computarizada (TC) es un equipo utilizado para procedimientos diagnósticos con el fin de escanear las diferentes estructuras del cuerpo mediante la combinación de rayos x y tecnología informática.¹

Como beneficios presenta:

- Es indoloro, no invasivo y preciso.
- Una gran ventaja de la tomografía computada es su capacidad de obtener imágenes de huesos, tejidos blandos y vasos sanguíneos al mismo tiempo.

- A diferencia de los rayos X convencionales, la tomografía computarizada brinda imágenes detalladas de muchos tipos de tejido, así como los pulmones, los huesos y vasos sanguíneos.
- Son rápidos y sencillos, en los casos de emergencia, pueden revelar lesiones y hemorragias internas lo suficientemente rápido para ayudar a salvar vidas.
- Ha demostrado ser herramienta de imágenes coste-efectiva para una amplia gama de problemas clínicos.
- Los exámenes por tomografía computarizada son rápidos y sencillos, en los casos de emergencia, pueden revelar lesiones y hemorragias internas lo suficientemente rápido para ayudar a salvar vidas.
- Es menos sensible a los movimientos del paciente que la resonancia magnética (RM)
- Se puede realizar si se tiene un dispositivo médico implantado algún tipo, a diferencia de la RM.¹

Entre los riesgos destacan⁹:

- La dosis de radiación efectiva para este procedimiento es de 1 a 2 mSv, que es aproximadamente la misma que la persona promedio recibe de radiación de fondo de cuatro a ocho meses.
- Las mujeres siempre deben informar a su médico y de rayos X o tecnólogo si existe alguna posibilidad de que estén embarazadas.
- En general, no se recomienda para las mujeres embarazadas a menos que sea médicamente necesario debido al riesgo potencial para el bebé.
- Las madres lactantes deben esperar 24 horas tras la inyección de contraste antes de reanudar la lactancia materna.
- El riesgo de reacción alérgica grave al material de contraste que contiene yodo es extremadamente raro, y los departamentos de radiología están bien equipados para lidiar con ellos^{1,9}.

Tomografía de Cerebro

La exploración por tomografía computada de cerebro ofrece información más detallada sobre lesiones en la cabeza, derrames cerebrales, tumores cerebrales y otras enfermedades cerebrales que las radiografías convencionales (rayos X).¹⁰

La tomografía computarizada de cerebro utiliza un equipamiento especial con un tubo de Rayos X que permite obtener imágenes desde diferentes ángulos y con ellos elabora imágenes axiales. Dicho examen provee información detallada de lesiones craneales como infartos, tumores, y otras lesiones cerebrales que no puede ser obtenida con los estudios radiológicos convencionales. Asimismo, permite realizar una valoración del hueso, partes blandas y vasos sanguíneos en el mismo estudio.

Usos:

La tomografía computarizada permite evaluar diferentes patologías del cerebro, que se señalan a continuación¹¹:

- Detección de sangrado, daño cerebral y fracturas de cabeza en pacientes con lesiones traumáticas.
- Detección de sangrado o hematoma dentro del parénquima cerebral en pacientes con síntomas de infarto.
- Detección de accidente cerebrovascular, especialmente con la nueva técnica de perfusión-TC.
- Evaluación en pacientes con trauma facial de la extensión de la lesión ósea y de partes blandas, y planificación de la reconstrucción quirúrgica.
- Detección de sangrado en un paciente con cefalea severa de inicio súbito, con sospecha de rotura de un aneurisma.
- Detección de tumor cerebral.
- Diagnóstico de patología en el hueso temporal que puede causar problemas de audición.
- Detección del aumento de tamaño de los ventrículos cerebrales (hidrocefalia).

- Estudio de senos paranasales y su patología (inflamación, tumor) para diagnóstico y planificación del tratamiento.
- Planificación de la radioterapia para tratamiento de un tumor en la cabeza.
- Uso como guía para biopsia de tejido cerebral.
- Estudio no invasivo de aneurisma o malformación arterio-venosa mediante la llamada TC-angiografía.
- Detección de enfermedades o malformaciones de la cabeza.
- Obtención de imágenes tridimensionales del cabeza y estructuras cerebrales.
- Enfermedades o malformaciones del cráneo.

Procedimiento:

En cuanto al procedimiento, el tecnólogo medico en radiología coloca al paciente en la mesa de examen de tomografía computarizada, generalmente acostado boca arriba o posiblemente de costado o boca abajo. Correas y almohadillas se pueden utilizar para ayudarlo a mantener la posición correcta ya que permanezca inmóvil durante el examen. Si se utiliza material de contraste, el mismo será ingerido, inyectado por vía intravenosa (IV) o administrados por enema, dependiendo del tipo de examen. A continuación, la mesa se moverá rápidamente a través del escáner para determinar la posición inicial correcta para las exploraciones. Luego, la mesa se moverá lentamente a través de la máquina mientras la verdadera exploración se realiza. Puede que le pidan que contenga la respiración durante la exploración. Cuando se haya completado el examen, se le pedirá que esperar hasta que el tecnólogo determine que las imágenes son de alta calidad suficiente para la correcta interpretación. Una tomografía computarizada de la cabeza generalmente se realiza en 10 minutos.⁹

La tomografía computarizada debe realizarse tras la administración de contraste intravenoso. Generalmente se introducen 50-75 ml de contraste yodado a un rango de 2,5-3 ml/s. La adquisición de la imagen se retarda al menos hasta el final de la inyección

de contraste e incluso algunos segundos más, para que además de realizarse las estructuras vasculares se produzca captación del contraste en las superficies mucosas. Los estudios se realizan en equipos que permiten realizar una exploración muy rápida para disminuir los por movimientos respiratorios o por deglución en los pacientes que no pueden aguantar una inspiración mantenida. El algoritmo de reconstrucción debe ser el adecuado en cada equipo (habitualmente entre 2 y 3 mm), obteniendo reconstrucciones en los planos axiales y coronales.¹²

El cerebro

Es el órgano central del sistema nervioso central. Se encuentra protegido por el cráneo y tiene la misma estructura general que el cerebro de otros mamíferos, Una de sus partes es la corteza cerebral, una capa de tejido neuronal plegado que cubre la superficie del prosencéfalo. Especialmente amplios son los lóbulos frontales, que están asociados con funciones ejecutivas, tales como el autocontrol, la planificación, el razonamiento y el pensamiento abstracto. La parte del cerebro asociada a la visión es de mayor tamaño en los seres humanos.

El cerebro humano realiza una gran cantidad de funciones, de manera general se puede afirmar que se encarga tanto de regular y mantener las funciones del cuerpo como de ser el órgano donde reside la mente y la conciencia del individuo¹³.

La sustancia gris

O materia gris, es una parte del sistema nervioso central que se compone de los cuerpos neuronales y sus somas (núcleos) principalmente. No posee mielina, y se asocia con el procesamiento de la información.

Su nombre se debe a su color, que es de un gris rosáceo en los organismos vivos. Esto se debe a la falta de mielina, al tono grisáceo de las neuronas y células gliales acompañadas del color rojo de los capilares.

Suele distinguirse de la materia blanca, que está compuesta por axones mielinizados que se encargan de conectar las diferentes zonas de materia gris entre sí. En general, la materia blanca es la que otorga más velocidad al procesamiento de la información¹⁴.

La sustancia blanca

Es una parte del sistema nervioso que está configurada principalmente por axones de neuronas. Es decir, por la parte de las neuronas que se encarga de transmitir la información procesada por el núcleo de la célula a otras neuronas.

La sustancia o materia blanca forma parte de la médula espinal y está compuesta por una gran cantidad de fibras nerviosas. Por este motivo, este tipo de sustancia se observa principalmente en las regiones más internas del cerebro.

Por las regiones adyacentes a la sustancia blanca se suele observar sustancia gris. El nombre de sustancia blanca se debe a que esta parte del sistema nervioso presenta una gran proporción de fibras mielínicas y proporcionan un color blanquecino. La principal función de la sustancia blanca consiste en unir los segmentos medulares entre sí, y la médula espinal con el encéfalo¹⁵.

El líquido cefalorraquídeo

El LCR es una sustancia presente en el sistema nervioso, tanto a nivel de encéfalo como de médula espinal, que realiza diversas funciones como la protección, el mantenimiento de la presión intracraneal y estado de salud del órgano pensante.

Su presencia en el sistema nervioso se da especialmente en el espacio subaracnoideo (entre la aracnoides y la piamadre, dos de las meninges que protegen el encéfalo) y los ventrículos cerebrales. Se trata de un líquido transparente de una importancia fundamental en la conservación y buena salud del cerebro, con una composición similar a la del plasma sanguíneo, del cual se deriva. A pesar de ser incoloro, diferentes alteraciones e infecciones pueden dotarlo de diferentes tonalidades, siendo su coloración signo de la presencia de un problema¹⁶.

Reconstrucción de la imagen digital. Algoritmos:

Se denomina reconstrucción de la imagen al procesado de los raw data (datos en bruto), asignando un valor de atenuación (UH) a cada pixel de la matriz y formando así los datos de la imagen.

Un algoritmo es el conjunto ordenado de operaciones que permite hallar la solución a un problema. Son la base de la mayoría de los programas informáticos y en la imagen radiológica están concebidos como funciones que transforman los datos de un problema (entrada) en los datos de una solución (salida), representada como secuencia de bits.

Los algoritmos resuelven las múltiples ecuaciones matemáticas necesarias para convertir la información recibida en los detectores, en información adecuada para la visualización de imágenes. Los principios matemáticos involucrados en la reconstrucción de la imagen de TC a partir de las proyecciones adquiridas son muy complejos.^{17, 18}

Retroproyección filtrada:

La retroproyección filtrada o FBP (del inglés Filtered Back Projection) es un algoritmo analítico de inversión de la transformada de Radon que hace uso de herramientas matemáticas propias del análisis de Fourier como lo son el teorema de proyecciones y el producto convolución además de una elaborada construcción geométrica que permitirá reconstruir la imagen a partir de un conjunto de rectas¹⁹.

El teorema de radón dice que el valor de una función integrable en un punto arbitrario se puede obtener inequívocamente por medio de su integración a lo largo de todas las líneas que pasan por ese punto, entonces propone un modelo matemático que permite reconstruir un objeto bidimensional o tridimensional a partir de múltiples proyecciones²⁰.

La transformada de Fourier es una herramienta utilizada en el procesamiento de las imágenes que descompone a estas en seno y coseno. Cada punto de la imagen en el dominio de Fourier es representado en una frecuencia específica.

Entonces la teoría de Fourier define que toda señal puede ser descompuesta en una infinidad de funciones periódicas de amplitudes, frecuencias y fases diferentes. La señal es descompuesta y filtrada pasando del dominio del espacio al dominio de la frecuencia y creando un sinograma.²¹ (ver anexo 5)

El funcionamiento de la retroproyección filtrada en este caso incluye un algoritmo que obtiene valores numéricos de cada detector tras incidir sobre cada elemento del cuerpo del paciente (datos de proyección). Una vez hecho esto, se calcula el logaritmo de los datos de proyección y el resultado se multiplica por el filtro digital deseado (convolución) para generar un conjunto de datos que recibe el nombre de perfiles filtrados. Por último, los perfiles filtrados son retroproyectados para crear la imagen que obtenemos del estudio. Esta imagen es particularmente sensible a los niveles de señal y ruido.⁶

La retroproyección filtrada permite asignar una densidad exacta a cada uno de los píxeles de la matriz, durante el proceso de adquisición. Para eliminar los inconvenientes de la retroproyección simple, se filtra matemáticamente cada perfil de atenuación con un filtro (también conocido como Kernel). A este procedimiento matemático se le conoce como convolución ya mencionada antes en su funcionamiento. La retroproyección de los perfiles convolucionados, también conocida como Retroproyección filtrada, reduce considerablemente el artefacto de estrella provocado por la retroproyección simple.

La retroproyección filtrada provee mejoras significativas con respecto a la retroproyección simple. Como vimos antes algunos filtros suavizan las imágenes, disminuyendo el ruido y reduciendo un poco los detalles finos (altas frecuencias), mientras otros conservan mejor esos detalles al costo de no eliminar tanto el ruido. La selección última del filtro adecuado resulta, en ocasiones, subjetiva y es seleccionada por el tecnólogo médico, dadas las opciones que le proporcione el fabricante.²²

Reconstrucción iterativa:

La calidad en TC viene determinada principalmente por la resolución espacial y por el ruido de la imagen. En los estudios de TC convencionales la obtención de las imágenes se basa en un proceso conocido como retroproyección filtrada.^{17, 18}

La reconstrucción iterativa toma esta retroproyección inicial y la procesa múltiples veces hasta que logra la mejor imagen. En realidad, la imagen final es el resultado de una combinación de ambos tipos de reconstrucción y el usuario puede seleccionar que porcentaje de reconstrucción iterativa aplica a la imagen. La utilidad de esta técnica es la obtención de imágenes con menor ruido y, por tanto, la reducción de la corriente del tubo con una disminución consecuente de la dosis de radiación.²²

Este es un método de reconstrucción alternativo que aparece frecuentemente en los sistemas comerciales. Implica dos pasos: la retroproyección y el proceso opuesto de intentar estimar las proyecciones a partir de la reconstrucción de un objeto. Este proceso opuesto se concibe como forward projection. Suponiendo que conocemos la atenuación en cada pixel, puede calcularse la atenuación exacta a lo largo de cada recorrido. Por tanto, la atenuación puede ser incluida en el paso de forward projection así como en el paso de retroproyección. Al contrario de la retroproyección filtrada, donde el filtro se aplica para corregir errores, la reconstrucción iterativa convergerá a una estimación razonable de la distribución de actividad suponiendo que se incluye una medida razonablemente exacta de la atenuación. De hecho pueden ser incluidos otros factores tales como la radiación dispersa o los efectos del colimador.²³

El objetivo pleno de la Reconstrucción iterativa es promover datos de la imagen que realmente corresponde a los datos de proyección medida, lo que traduce que el sistema de formación de imágenes y el verdadero objeto, además del ruido en los datos de proyección deben ser modelados.

El funcionamiento de las Reconstrucciones iterativas (completas) incluye:

- Primero se obtienen datos de proyección y se reconstruye la imagen del objeto como en la técnica convencional de retroproyección filtrada (FPB), (el llamado paso de reconstrucción hacia atrás).
- Seguidamente, la imagen de tomografía computada se propaga nuevamente en el dominio de los datos en bruto (paso hacia delante de la reconstrucción), simulando una nueva adquisición de tomografía computada.

- Se hacen correcciones de ruido sobre esos datos (se eliminan los datos que aumentan ruido de la imagen) teniendo en cuenta detalles de la información geométrica del scanner (tamaño de cada elemento detector, dimensión del punto focal, forma y tamaño de cada voxel de imagen) e información estadística del sistema (estadística de los fotones y ruido electrónico en el sistema de adquisición). Este paso se realiza porque la tomografía computada previamente ha simulado una imagen del objeto "perfecta" libre de ruido y las correcciones de los datos en bruto intentan eliminar aquella información que no forma parte de su adquisición, es decir, el ruido.
- Los datos se transforman en una nueva imagen con menor cantidad de ruido.
- Este proceso se repite numerosas veces hasta que se obtiene la imagen deseada (aquella que simula la imagen que la tomografía computada ha simulado previamente).

Con cada iteración se renueva la imagen con menor cantidad de ruido, dando lugar a una imagen final mejorada. Este proceso iterativo se puede realizar en el dominio de datos en bruto solo, en el dominio de la imagen sola (sistemas iterativos menos avanzados como IRIS), o en ambos dominios como en el sistema ASIR, dependiendo del tipo de reconstrucción iterativa utilizada de cada fabricante. Más iteraciones tienen como resultado mejor calidad de imagen pero también precisan mayor potencia de cálculo y tiempo de procesado, por lo que la capacidad de realizar las reconstrucciones iterativas depende en gran medida del tiempo dispuesto a asumir por cada estudio y la capacidad de procesador gráfico de la consola del equipo TC. El algoritmo exacto de reconstrucción iterativo es propiedad de cada empresa. El porcentaje de utilización de RI se establece previamente, y esto indica la cantidad de datos reconstruidos por métodos iterativos. El porcentaje restante, correspondería a los datos reconstruidos mediante FBP. Si utilizamos un cero por ciento de RI, la imagen estaría reconstruida en su totalidad por el método analítico convencional (FBP), si usamos un 100% de RI, obtendríamos una imagen con modificación de la textura de ruido que conllevaría una imagen demasiado difuminada e interferiría en el diagnóstico. Por tanto, debe de haber un equilibrio entre

ambos métodos reconstructivos para lograr una adecuada calidad del estudio. Dicho porcentaje debe ser establecido previamente a la realización del examen.^{24,25}

Los nombres comerciales de cada técnica iterativa disponibles comercialmente son ²⁶:

- IRIS: Iterative Reconstruction in Image Space (Siemens Medical Solutions).
- ASIR: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (GE Healthcare)
- AIDR 3D: Adaptive Iterative Dose Reduction (Toshiba Medical Systems).
- iDose4: Philips Healthcare
- SAFIRE: Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (Siemens Medical Solutions)
- MBIR: Model-Based Iterative Reconstruction (GE Healthcare).

IRIS - reconstrucción iterativa en el espacio de la imagen (SIEMENS)

Reconstrucción iterativa de primera generación. En lugar de reducir la cantidad y complejidad de los modelos correctivos para ganar velocidad de reconstrucción, Siemens ha desarrollado un nuevo método para la reconstrucción iterativa que mantiene la calidad de corrección de la imagen de la reconstrucción iterativa teórica.²⁴

Para acelerar la convergencia de la reconstrucción y evitar largos tiempos de reconstrucción, el nuevo IRIS aplica la reconstrucción de datos brutos solo una vez. Durante esta reconstrucción inicial de datos brutos recién desarrollada, se genera una imagen maestra que contiene la cantidad completa de información de datos sin procesar a expensas de un ruido de imagen significativo. Las siguientes correcciones iterativas conocidas a partir de la reconstrucción teórica iterativa se realizan consecutivamente en el espacio de la imagen. "Limpien" la imagen y eliminan el ruido de la imagen sin degradar la nitidez de la imagen. Por lo tanto, se puede evitar una proyección repetida que consume mucho tiempo y la posterior proyección correspondiente. Además, la textura de ruido de las imágenes es comparable a los núcleos de convolución establecidos de manera estándar. (Ver anexo 5)

Características y beneficios ²⁶

- Mejora de la calidad de imagen
- Reconocimiento rápido en el espacio de imagen
- Impresión de imagen bien establecida

DIFERENCIAS ENTRE LA RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA Y LA RETROPROYECCIÓN FILTRADA:

En los últimos años los esfuerzos han ido dirigidos a optimizar la reconstrucción de la imagen. Actualmente el algoritmo de reconstrucción más empleado es la retroproyección filtrada, que resulta rápido y adecuado en la mayoría de las situaciones. Sin embargo, al reducir la dosis de radiación o examinar pacientes obesos, genera imágenes con mayor nivel de ruido. Como alternativa, la reconstrucción iterativa permite disminuir la dosis de radiación y/o mejorar la calidad de la imagen. La mayor potencia de hardware de las estaciones de reconstrucción actuales ha permitido que las principales compañías proveedoras introduzcan nuevos algoritmos de reconstrucción iterativa.²⁸

Unidades Hounsfield (UH)

O también llamado número CT es el número asignado a cada pixel en la imagen final de una tomografía computarizada y es la expresión de la densidad del objeto irradiado. También será representado como el valor para la media a calcular en cada región de interés a evaluar. Estos tienen un rango que va desde los -1000 a +1000, cada uno constituyendo un nivel diferente de densidad óptica. Esta escala de densidades relativas está basada en aire (-1000), agua (0) y hueso denso (+1000)²⁹.

Valores de Unidades Hounsfield para los tejidos y sustancias encontrados en el cuerpo humano:

Sustancia / valor de UH

Aire	-1000
Pulmón	-500
Grasa	-100 a -50
Agua	0
Líquido cefalora.	15
Riñón	30
Sangre	30 a 45
Musculo	10 a 40
Sustancia gris	37 a 45
Sustancia blanca	20 a 30
Hígado	40 a 60
Medio de contraste	100 a 300
Hueso trabecular	700
Hueso cortical	1000

Ruido en Tomografía Computada: (Ver anexo 5)

Están determinados por las siguientes características³⁰:

- El término ruido se refiere al granulado que aparece en la imagen, este puede oscurecer y difuminar los bordes de las estructuras con la consiguiente pérdida de definición. Así también se define como la desviación estándar porcentual de los píxeles obtenidos al realizar un barrido de un recipiente de agua, el cual está en función a distintos factores: Tensión de pico y filtración, tamaño del pixel, grosor de la sección, eficacia de los detectores, dosis que recibe el paciente²⁸.
- El pixel es la menor unidad homogénea en color que forma parte de una imagen digital.

- Asimismo, el ruido en Tomografía Computada es una fluctuación de los números CT de un punto a otro de la imagen de un material uniforme, como el agua.³¹
- El ruido puede ser descriptivo usando a desviación estándar (σ) de los valores en una matriz de imagen (píxels), representándose de la siguiente manera ³¹:

$$\text{Ruido}(\sigma) = \sqrt{\frac{\sum (X_i - X)^2}{n - 1}}$$

Donde:

N: Número total de píxels dentro de la región

X_i: Valor individual de pixel

X: Media de los valores de los píxels

El ruido depende de: (Ver anexo 5)

Número de fotones que llegan a los detectores (ruido cuántico)

Se expresa mediante la siguiente fórmula:

$$\text{Ruido}(\sigma) = \sqrt{\frac{\sum (X_i - X)^2}{n - 1}}$$

Donde:

N fot: número de fotones que alcanzan el detector:

Que a su vez dependen de:

- mAs. Si aumento mAs aumenta la cantidad de fotones y por lo tanto disminuye el ruido: $R \sim (1/\text{mAs})^{1/2}$
- Tensión del tubo (U): Si aumento la tensión del tubo disminuye el ruido.

- Tamaño del paciente (atenuación): Un paciente más espeso produce mayor atenuación, es decir llegan menos fotones a los detectores y por lo tanto la imagen es más ruidosa.
- Ancho de corte (colimación): Al disminuir el ancho de corte, cerramos el colimador, los detectores reciben menos fotones y el ruido se incrementa.

Tamaño de la matriz (tamaño del píxel)

Si se disminuye el tamaño de la matriz, aumenta el tamaño del píxel y por lo tanto disminuye el ruido.

Algoritmo

El ruido afecta principalmente a los tejidos con bajas diferencias de contraste, por esto para eliminar el ruido se utiliza un algoritmo de baja frecuencia espacial (alisado).

Amplificadores (ruido electrónico)

El ruido electrónico, propio del fenómeno de la radiación. Es menor que el ruido cuántico.

Medición del ruido

El ruido se puede medir mediante el escaneo de un fantoma de agua ubicado en el campo y computando la media y la desviación estándar de las señales dentro del ROI.

- Fantoma: Contenedor de agua cilíndrico de 20cm de diámetro.

*Calibración de números CT ²⁸

- Medición: Se escanea el fantoma, y luego de la reconstrucción de la imagen se traza un área de interés (ROI) de 2 o 3 cm² (esto incluye unos 200 o 300 píxels). El ROI debe estar aproximadamente al centro del fantoma. Luego se mide el número CT promedio.

Dos medios que sirven como punto de calibración son el agua y el aire. Una vez al mes se mueve el ROI fuera de fantoma en la región de la imagen que contiene aire y se chequea el CT promedio del aire. Debería ser -1000 e un tomógrafo calibrado apropiadamente.

- Resultados esperados: El número CT promedio del agua debe ser cercano a 0.
- Límites aceptables
 - Para el agua: Si el promedio CT se aleja más de tres números CT de 0 (± 3) el escáner falló el test.
 - Para el aire: si el promedio CT se aleja más de cinco números CT de -1000 el escáner falló e test (-1000 ± 5)
- Posibles causas de falla
 - Falla en el algoritmo que genera los números CT
 - Si la recalibración no ayuda se debe notificar al personal de servicio técnico.
- Frecuencia :diaria

*Desviación estándar de los números CT en agua ³⁰

- Medición: se escanea el fantoma, y luego de la reconstrucción de la imagen se traza un área de interés (ROI) de 2 o 3 cm² (esto incluye unos 200 o 300 píxels). El ROI debe estar aproximadamente al centro del fantoma. Luego se mide la desviación estándar de números CT.
- Resultados esperados: Los valores típicos van de 2 a 7 números CT. El valor depende de KVp, mAs, ancho de corte, tamaño del fantoma, del algoritmo de reconstrucción y de la posición del área de interés (es menor en los bordes que en centro de la imagen del fantoma). Por este motivo cada vez que se realice el test debe asegurarse que la técnica

sea la misma y que la desviación sea medida en el mismo lugar (normalmente en el centro del fantoma).

➤ Límites de aceptación

- Idealmente la desviación estándar debe ser muy pequeña. El límite actual de aceptación será determinado por las medidas anteriores durante la mejor actuación del tomógrafo.
- Si la desviación estándar aumenta es un indicativo de ruido en la imagen, con mayor variación píxel a píxel de los números CT y una más pobre resolución de bajo contraste. Se debe notificar al personal de servicio técnico.

➤ Posibles causas de falla

- Decrecimiento de la dosis (baja del rendimiento del tubo de rayos X)
- Incremento del ruido electrónico de los detectores de rayos X, los amplificadores o el conversor A /D.

➤ Frecuencia: diaria

Relación señal-ruido.

Es la relación de la señal que contiene la información en la imagen con el ruido de la misma. Cuando se interpreta una imagen, el objetivo es alejar los rasgos diagnósticos (señal) de su entorno (ruido), que dificulta la identificación de la señal. Cuanto mayor sea la relación entre la señal y el ruido, será más fácil interpretar la imagen diagnóstica. Se entiende que una lesión es conspicua cuando es fácilmente visible en la imagen, es decir, que la relación señal-ruido es alta. La conspicuidad es el contraste de la lesión dividido por la complejidad del fondo (ruido aleatorio y el estructural), tiene una buena correlación estadística con la probabilidad de detección de la lesión. El ruido aleatorio es

el que depende de las variaciones locales de la intensidad de radiación y/o de la sensibilidad de los sistemas receptores. El ruido estructurado depende de la superposición de estructuras. La señal sería el número TC y el ruido la desviación estándar^{32, 33}.

$$\text{SNR} = \frac{\text{Mean HU of Tissue in Region of Interest}}{\text{SD of HU in Region of Interest}}$$

Asimismo, la señal de un tejido u órgano homogéneo se representa en la imagen con una atenuación en cierto modo heterogénea: los valores de gris muestran una distribución gaussiana o en Poisson, alrededor de un valor medio que representa la atenuación de dicho órgano. Las desviaciones hacia mayor o menor densidad respecto a la media componen el ruido en la imagen. La relación señal/ruido es el cociente entre ambas³⁴.

Relación contraste-ruido

Es la diferencia de señal entre dos áreas adyacentes. Asimismo, representa la diferencia que existe, en una escala de grises entre los tejidos, perceptible por el ojo humano.

Sin ruido, dos tejidos vecinos con desiguales intensidades de señal pueden distinguirse cómodamente unos de otros. Si el nivel de ruido es bajo, la relación contraste ruido es suficiente y los tejidos son visibles. En caso de que el nivel de ruido sea alto y la relación señal ruido es pobre, es dificultoso o imposible diferenciar los tejidos entre sí. Incluso si existe suficiente contraste entre los dos tejidos, el ruido puede arruinar este contraste y no ser factible la diferenciación entre ambos^{35, 36}.

$$\text{CNR} = \frac{(\text{Mean GM HU} - \text{Mean WM HU})}{[(\text{SD GM HU})^2 + (\text{SD WM HU})^2]^{1/2}}$$

1.4.2 Definición de términos:

- **Retroproyección filtrada:** algoritmo de reconstrucción tradicional que resulta rápido y adecuado para la mayoría de tomógrafos actuales en el mercado ²¹.
- **Reconstrucción iterativa:** algoritmo IRIS de primera generación de Siemens versión 2015 y novedosa técnica que permite a los tecnólogos medico reducir el ruido de la imagen y mejorar la calidad de esta.²¹
- **Relación señal-ruido:** Se trata de la relación entre la señal que contiene la información en la imagen con el ruido de la misma, la señal sería el número CT y el ruido la desviación estándar³².
- **Relación contraste-ruido:** Es la diferencia de señal entre dos áreas adyacentes. En este caso sería para diferenciar la unión de la sustancia gris y la sustancia blanca en relación al ruido, donde se restara la media de ambas sustancias sobre la desviación estándar de la misma³⁵.
- **Región objetivo de interés (ROI):** Área específicamente seleccionada por el operador para evaluar la densidad de los tejidos y calcular la media y la desviación estándar del área.

1.4.3 Formulación de la hipótesis

El ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa fue menor que por retroproyección filtrada en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018.

CAPÍTULO II

MÉTODOS

2.1 DISEÑO METODOLÓGICO

2.1.1. Tipo de investigación

Tipo: Observacional, prospectivo de corte transversal con enfoque cuantitativo.

2.1.2. Diseño de la investigación

El diseño fue analítico- comparativo.

2.1.3. Población

La población estuvo compuesta por 150 imágenes de tomografías computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y por reconstrucción iterativa (IRIS) de pacientes atendidos en la Clínica Good Hope de Lima en el año 2018.

Y su unidad de análisis es la imagen de tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y por reconstrucción iterativa (IRIS) de paciente atendido en la Clínica Good Hope.

2.1.4. Muestra y muestreo

Tamaño Muestral: Para hallar el tamaño de la muestra se tuvo en cuenta la fórmula de Cochran o fórmula para muestra finita:

$$n = \frac{N * Z_{\alpha}^2 * p * q}{d^2 * (N - 1) + Z_{\alpha}^2 * p * q}$$

Dónde:

- N = Total de la población 150
- $Z_{\alpha}^2 = 1.75^2$ (si la seguridad es del 92%)

- p = proporción esperada (en este caso $50\% = 0.5$)
- $q = 1 - p$ (en este caso $1-0.5 = 0.5$)
- d = precisión (en este caso deseamos un $8\% = 0.08$)

$$n = \frac{150 * 1,75^2 * 0,5 * 0,5}{0.08^2 * 150 + (1,75^2 * 0,5 * 0,5)} = 67$$

El tamaño de la muestra estuvo conformado aproximadamente por 67 imágenes de tomografías computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y por reconstrucción iterativa (IRIS) de pacientes atendidos en la Clínica Good Hope de Lima en el año 2018.

Tipo de muestreo: para el estudio se seleccionó un muestreo probabilístico aleatorio simple teniendo en cuenta los criterios de selección.

2.1.4.1 Criterios de inclusión

- Imágenes tomográficas de usuarios con edades entre 19 a 35 años.
- Imágenes tomográficas sin contraste.

2.1.4.2 Criterios de exclusión

- Imágenes tomográficas de usuarios menores de 19 años y mayores a 35 años.
- Imágenes tomográficas con contraste.

2.1.5. Variables

Ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa.

Dimensiones:

Relación señal-ruido.

Relación contraste-ruido.

2.1.6. Técnica e instrumento de recolección de datos

Técnica: Se aplicó la técnica de análisis documental y observación indirecta.

Instrumento: Se utilizó una ficha de recolección de datos diseñado para el estudio. (Ver Anexo N° 2). Esta ficha se estructuró en dos partes, la primera parte donde se consignó información sociodemográfica de los usuarios en estudio y la segunda parte se recabó de las imágenes tomográficas.

2.1.7. Procedimientos y análisis de datos

Para la recolección, fue necesario contar con la aprobación de las autoridades de la Escuela Académico Profesional de Tecnología Médica, quienes emitieron una Resolución de Decanato N°1177-D-FM-2018 para ejecutar la investigación. Luego, se solicitó el permiso a la Clínica Good Hope (Ver anexo N°3), para poder realizar la evaluación del ruido en retroproyección filtrada y de reconstrucción iterativa.

Una vez aceptada la ejecución del proyecto se procedió a seleccionar a la población indicada para realizar las dos técnicas.

a. Selección de los pacientes

Los pacientes a los cuales se les realizó el estudio de tomografía computarizada de cerebro, llegaron a la clínica Good Hope, por emergencia y de manera ambulatoria, los cuales fueron atendidos previa recepción de una orden médica quienes certifican la solicitud de dicho examen por parte del médico tratante, estos fueron seleccionados siempre que no presentasen alguno de los criterios de exclusión.

b. Adquisición de la imagen tomográfica

Empleando un equipo de tomografía computada multidetector 16 líneas modelo Siemens Somatom Scope 2015. Se posicionó al paciente decubito supino en la mesa del tomógrafo, centramos el láser 2cm sobre el vértex, a nivel del plano medio sagital y orbitomeatal. El topograma fue adquirido en vista lateral (Ver anexo N°5), abarcando desde el mentón, hasta el vértex, el topograma se extendió hasta un poco por encima del nivel del mentón, parámetros técnicos: se utilizó un mAs de 200, Kv de 130, colimación de 12 x 1.2mm, tiempo de rotación de 1 segundo. Dando una duración aproximada de 30 segundos correspondientes al barrido tomográfico que fue adquirido de manera axial.

Luego con la adquisición de todo el paquete de información que se obtuvo con el equipo, para la evaluación del ruido y se hizo 2 tipos de reconstrucción por cada paciente es decir una por retroproyección filtrada (FBP) y el otro por reconstrucción iterativa (IRIS) en el plano axial; fueron 67 estudios de tomografía computada cerebral sin contraste con ambas reconstrucciones tanto en FBP y IRIS, la imagen se reconstruyó solo en plano axial, con un grosor de corte de 3 mm, con un ancho/centro de ventana de 40/80 UH.

Para la evaluación de la relación señal-ruido en los 2 tipos de reconstrucción se midió usando 2 ROIs circulares de 4 mm² de diámetro en sustancia gris, sustancia blanca, en líquido cefalorraquídeo y el aire (Ver anexo N°5), es decir

serán 8 ROIs para cada paciente y obtuvimos el promedio en cada grupo y con la siguiente ecuación donde medimos la media de la UH y la desviación estándar, saco el resultado:

$$\text{SNR} = \text{media UH del ROI} / \text{SD UH del ROI}$$

Para hallar la Relación contraste-ruido en ambos grupos se hizo 2 ROIs de 4 mm² en sustancia gris y en sustancia blanca (Ver anexo N° 5) y luego midiendo la media del UH y la desviación estándar se sacó el resultado para cada grupo:

$$\text{CNR} = \text{media de s.gris} - \text{media de s.blanca} / [(\text{SD de UH de s.gris})^2 + (\text{SD de UH de s.blanca})^2]^{1/2}$$

Con los datos de cada paciente llenamos la ficha de recolección de datos (Ver anexo N°4) y las imágenes reconstruidas con los 2 tipos de reconstrucción las mandamos al sistema PACS (sistema de almacenamiento digital, transmisión y descarga de imágenes radiológicas).

Con la ficha de recolección de datos con los valores de la SNR Y CNR y las imágenes con los 2 tipos de reconstrucción fueron analizados por dos médicos radiólogos expertos, ellos laboran en la clínica Good hope ya con más de 30 años de experiencia informando estudios de tomografía tienen alta experiencia por haber laborado en hospitales de ESSALUD y otras clínicas de lima, ambos revisores evaluaron todas las imágenes de TC sin contraste con conocimiento ya sobre el SNR y CNR llegaron a la conclusión de que las imágenes con los 2 tipos de reconstrucción eran diagnosticables para su posterior comparación

e. Plan de análisis

La evaluación del ruido de la tomografía cerebral se realizó mediante la comparación de la relación señal-ruido y la relación contraste-ruido de la retroproyección filtrada y de la reconstrucción iterativa.

Los datos fueron ingresados en una base de datos del programa SPSS v. 23 a partir del cual fueron utilizados para el análisis estadístico respectivo.

Se utilizó un análisis descriptivo para variables cualitativas, los cuales fueron presentados en frecuencias absolutas y porcentuales. Para las variables cuantitativas, se emplearon promedios y desviación estándar. Estos resultados se presentaron en tablas. Se utilizaron tablas de doble entrada para registrar comparaciones entre variables.

Se realizó la prueba de normalidad de Kolmogorov-Smirnov (Ver anexo N°6) para las variables cuantitativas, de tal manera que cuando resultó un $p \geq 0.05$ (distribución normal) se utilizó la prueba de t de Student para dos muestras relacionadas y si el $p < 0.05$ (distribución no normal) se utilizaba la prueba de Wilcoxon (para dos muestras relacionadas).

Para comprobación de hipótesis, al comparar las dos técnicas de tomografía computarizada, se identificó el valor de p , tal que si era < 0.05 se demostraba una diferencia estadísticamente significativa, y si era ≥ 0.05 no existía diferencia estadísticamente significativa.

2.1.8. Consideraciones éticas

Para llevar a cabo el presente estudio se tuvo en consideración el contar con la autorización y el permiso de la dirección de la Clínica Good Hope de Lima, guardando el anonimato de los pacientes. Sus informes radiológicos e historias clínicas serán investigados, directamente, para la obtención de datos pertinentes para este estudio, de tal manera que no se usará la información referida a otros temas.

Asimismo el presente proyecto de investigación fue revisado por el comité local de investigación de la UNMSM para su respectiva aprobación.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

RESULTADOS

Tabla N°1. Características Sociodemográficas de pacientes con tomografía computarizada de cerebro

Características Sociodemográficas		N	%
Edad	< 20 años	10	14.9%
	20 - 29 años	30	44.8%
	>= 30 años	27	40.3%
Sexo	Femenino	45	67.2%
	Masculino	22	32.8%
Total		67	100.0%

Fuente: Elaboración propia.

Figura N°1: Edad del paciente con tomografía computarizada de cerebro

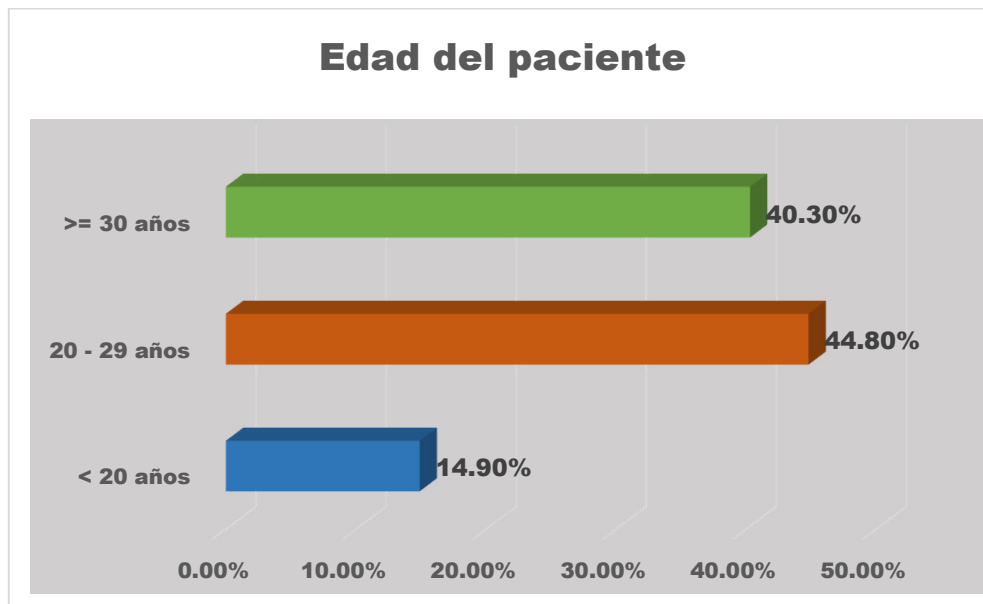
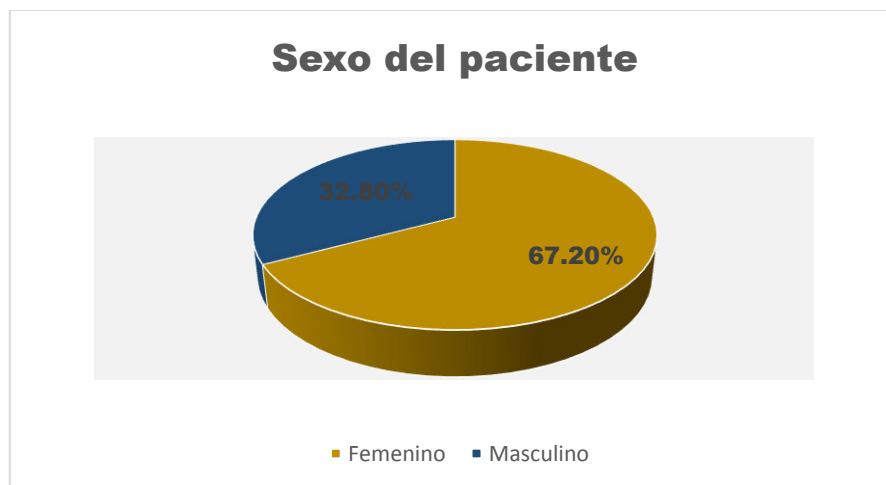


Figura N°2: Sexo del paciente con tomografía computarizada de cerebro



Las características sociodemográficas de los pacientes con tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa fueron en su mayoría tener de 20 a 29 años (44.8%), y ser sexo femenino (67.2%).

Tabla N°2. Relación señal-ruido y la relación contraste-ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada.

Tomografía de retroproyección filtrada	N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Relación Señal ruido de Sustancia Gris	67	19.18	2.7189	13.9	25.1
Relación Señal ruido de Sustancia Blanca	67	14.99	2.1764	11.0	19.9
Relación Señal ruido del Líquido cefalorraquídeo	67	6.30	1.2474	3.9	9.0
Relación Señal ruido del Aire	67	-648.70	100.9067	-932.1	-527.6
Relación contraste ruido Sustancia Gris/Blanca	67	3.94	1.0039	2.5	6.7

Fuente: Elaboración propia.

Según la tomografía computarizada de cerebro por proyección filtrada, la relación señal-ruido de sustancia gris fue 19.18, de sustancia blanca fue 14.99, de líquido cefalorraquídeo fue 6.30 y del aire fue -648.70. Por otro lado, la relación contraste ruido de la sustancia gris/blanca fue 3.94.

Tabla N°3. Relación señal-ruido y la relación contraste-ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa.

Tomografía de Reconstrucción Iterativa	N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Relación Señal ruido de Sustancia Gris	67	25.14	5.6995	2.5	39.2
Relación Señal ruido de Sustancia Blanca	67	19.62	3.3768	14.0	29.9
Relación Señal ruido del Líquido cefalorraquídeo	67	8.089	1.5492	5.2	11.3
Relación Señal ruido del Aire	67	-706.412	119.1822	-997.6	-529.3
Relación contraste ruido Sustancia Gris/Blanca	67	5.09	1.3677	3.1	9.4

Fuente: Elaboración propia.

Según la tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa la relación señal-ruido de sustancia gris fue 25.14, de sustancia blanca fue 19.629, de líquido cefalorraquídeo fue 8.09 y del aire fue -706.412. Por otro lado, la relación contraste-ruido de la sustancia gris/blanca fue 5.09.

Tabla N°4. Relación señal-ruido y relación contraste-ruido según la técnica de retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa

Relación señal-ruido y relación contraste-ruido según tipo de técnica tomográfica		N	Media	Sig.
Relación Señal ruido de Sustancia Gris	Tomografía de Retroproyección Filtrada	67	19.18	0.000*
	Tomografía de Reconstrucción Iterativa	67	25.14	
Relación Señal ruido de Sustancia Blanca	Tomografía de Retroproyección Filtrada	67	14.99	0.000*
	Tomografía de Reconstrucción Iterativa	67	19.62	
Relación Señal ruido del Líquido cefalorraquídeo	Tomografía de Retroproyección Filtrada	67	6.30	0.000*
	Tomografía de Reconstrucción Iterativa	67	8.09	
Relación Señal ruido del Aire	Tomografía de Retroproyección Filtrada	67	-648.70	0.000 ⁺
	Tomografía de Reconstrucción Iterativa	67	-706.41	
Relación contraste ruido Sustancia Gris/Blanca	Tomografía de Retroproyección Filtrada	67	3.94	0.000 ⁺
	Tomografía de Reconstrucción Iterativa	67	5.09	

*t de Student para dos muestras relacionadas

⁺Prueba de Wilcoxon

Fuente: Elaboración propia.

Se observa la relación señal-ruido y la relación contraste-ruido según la técnica de retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa, donde:

La relación señal ruido de la sustancia gris fue 19.18 con la técnica de retroproyección filtrada, siendo menor que 25.14 con la técnica de reconstrucción iterativa, existiendo una diferencia significativa con ambas técnicas ($p=0.000$), interpretándose que hubo un menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa en la sustancia gris.

La relación señal-ruido de la sustancia blanca fue 14.99 con la técnica de retroproyección filtrada, siendo menor que 19.62 con la técnica de reconstrucción iterativa, existiendo una diferencia significativa con ambas técnicas ($p=0.000$) interpretándose que hubo un menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa en la sustancia blanca.

La relación señal-ruido del líquido cefalorraquídeo fue 6.3 con la técnica de retroproyección filtrada, siendo menor que 8.09 con la técnica de reconstrucción iterativa, existiendo una diferencia significativa con ambas técnicas ($p=0.000$), interpretándose que hubo un menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa en el líquido cefalorraquídeo.

La relación señal-ruido del aire fue -648.70 con la técnica de retroproyección filtrada, siendo menor que -706.41 con la técnica de reconstrucción iterativa, existiendo una diferencia significativa con ambas técnicas ($p=0.000$), interpretándose que hubo un menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa en el aire.

La relación contraste-ruido de sustancia gris/blanca fue 3.94 con la técnica de retroproyección filtrada, siendo menor que 5.09 con la técnica de reconstrucción iterativa, existiendo una diferencia significativa con ambas técnicas ($p=0.000$), interpretándose que hubo un menor ruido en las imágenes de la tomografía computada con reconstrucción iterativa.

Tabla N°5. Informe tomográfico de retroproyección filtrada y de reconstrucción iterativa.

Informe tomográfico de retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa			N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Tomografía de Retroproyección Filtrada	Sustancia Gris	Señal	67	40.76	2.01	36.60	45.70
		Ruido	67	2.19	0.35	1.70	2.90
	Sustancia Blanca	Señal	67	29.39	1.92	22.80	32.70
		Ruido	67	2.02	0.32	1.50	2.90
	Líquido cefalorraquídeo	Señal	67	11.97	1.71	9.00	15.30
		Ruido	67	1.96	0.28	1.50	2.90
	Aire	Señal	67	-1005.61	3.72	-1019.80	-999.80
		Ruido	67	1.63	0.22	1.10	1.90
Tomografía de Reconstrucción Iterativa	Sustancia Gris	Señal	67	40.96	1.94	37.10	45.90
		Ruido	67	1.72	0.33	1.10	2.90
	Sustancia Blanca	Señal	67	29.60	2.06	22.20	33.20
		Ruido	67	1.83	2.03	1.10	18.00
	Líquido cefalorraquídeo	Señal	67	12.19	1.85	9.00	19.10
		Ruido	67	1.59	0.27	1.00	2.10
	Aire	Señal	67	-975.77	2.45	-1019.90	-1001.8
		Ruido	67	1.56	0.26	1.10	1.90

Fuente: Elaboración propia.

Se demuestra que con la técnica de retroproyección filtrada en la sustancia gris, la señal fue en promedio 40.76, y el ruido 2.19, en la sustancia blanca la señal fue 29.39 y el ruido 2.02, en el líquido cefalorraquídeo la señal fue 11.97 y el ruido 1.96, y en el aire la señal fue -1005.61 y el ruido fue 1.63.

Con la técnica de reconstrucción iterativa en la sustancia gris, la señal fue en promedio 40.96, y el ruido 1.72, en la sustancia blanca la señal fue 29.60 y el ruido 1.83, en el líquido cefalorraquídeo la señal fue 12.19 y el ruido 1.59, y en el aire la señal fue -975.77 y el ruido fue 1.56.

Prueba de Hipótesis (Hipótesis general)

Formulación de hipótesis de investigación

Ha: El ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa fue menor que por retroproyección filtrada en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018.

Ho: El ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa fue mayor que por retroproyección filtrada en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018.

Pruebas estadísticas

T de Student para dos muestras relacionadas

Prueba de Wilcoxon

Elección de nivel de significancia

$p = 0,05$

Rango de decisión

Si $p < 0.05$ entonces se rechaza la hipótesis nula

Interpretación:

Con un nivel de significancia mayor de 0.05, ***se rechaza la hipótesis nula*** y se puede afirmar que el ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa fue menor que por retroproyección filtrada en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018 ($p=0.000$)

CAPÍTULO IV

DISCUSIÓN Y LIMITACIONES

DISCUSIÓN

La tomografía computarizada es utilizada a través de la más tradicional técnica convencional de retroproyección filtrada y la más actual la técnica por reconstrucción iterativa, siendo esta última indicada como la más beneficiosa por producir menor ruido. En la presente investigación se utilizó la reconstrucción iterativa (IRIS).

Para muchas aplicaciones de tomografía cerebral, un leve aumento del ruido puede no limitar la precisión diagnóstica, los problemas neuroradiológicos clásicos como la detección de isquemia aguda, edema o hemorragia requieren una calidad de imagen excepcional y dejan poco espacio para el compromiso. La razón radica en las diminutas diferencias de atenuación de la relación contraste-ruido entre sustancia blanca y sustancia gris, el blindaje del tejido del cráneo y la relación señal-ruido inherentemente desfavorable.

Se evaluaron imágenes tomográficas cerebrales de 67 pacientes excluyendo a los exámenes contrastados y aquellos pacientes que presentaron edad por debajo o encima de 19 y 35 años.

Con respecto a la relación señal-ruido en la imagen de tomografía computarizada de cerebro fue mayor con la técnica de reconstrucción iterativa en comparación con la técnica de retroproyección filtrada, tanto para la sustancia gris, sustancia blanca, líquido cefalorraquídeo y aire. Esto coincide con los resultados encontrados por Korn, et al.², ya que, en comparación con la retroproyección filtrada (FBP), la reconstrucción iterativa (IRIS) produjo una mayor relación señal-ruido dando por consecuencia un menor ruido en la imagen ($p \leq 0.02$). Por otro lado, tomografías computarizadas en otros órganos pero evaluados con la técnica de la reconstrucción iterativa (IRIS) como en nuestro estudio también tienen resultados similares, en el estudio de TC Coronaria realizado por Bittencourt et al.⁴, también encontraron resultados similares, pues la reconstrucción iterativa (IRIS) tuvo una mayor relación señal-ruido en las arterias coronarias proximales. Como señalan estudios previos, la relación señal-ruido es mayor con la

técnica de reconstrucción iterativa tanto en tomografía computada de cráneo como menciona la presente investigación y TC coronaria.

En el presente estudio, el ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro fue menor por reconstrucción iterativa que por retroproyección filtrada en angiotomografía pulmonar Zizka, et al.⁶ pues encontraron que los niveles de ruido medida dentro de la arteria pulmonar, tuvieron un discreto aumento de ruido en el grupo de retroproyección FBP frente a reconstrucción iterativa (IRIS). Así mismo, los resultados son similares con el estudio de Shindera, et al.⁷ ya que los escáneres de Tomografía abdominal de dosis más bajas sin técnica reconstrucción iterativa (IRIS) tuvieron un ruido significativamente menor ($P=0,001$).

En cuanto a la relación contraste-ruido en sutancia gris/blanca en el presente trabajo se encontró que hubo una diferencia significativa entre las técnicas de retroproyección, donde la técnica de reconstrucción iterativa fue mayor que la retroproyección filtrada, al igual que el estudio de Korn, et al.², quienes hallaron que, en comparación con la retroproyección filtrada, la reconstrucción iterativa (IRIS) ocasionó un aumento de la relación contraste-ruido ($p \leq 0.03$). Así mismo, Bittencourt, et al.⁴, demostró similares resultados, pero en TC coronaria, donde la reconstrucción iterativa mejoro la relación contraste-ruido en arteria/fondo.

Por otro lado, un estudio realizado en otros órganos con retroproyección filtrada(FPB) y reconstrucción iterativa (IRIS) también tienen resultados similares al presente estudio como el de Desai, et al.³ quienes evidenciaron que el ruido fue considerablemente menor con técnica iterativa ($p < 0,0016$ para IRIS), en tomografías abdomino-pelviales, concluyendo (IRIS) disminuye más el ruido respecto a (FBP) y Bulla, et al.⁵, que encontraron que la reconstrucción iterativa (IRIS) reduce el ruido de la imagen en la TC de senos paranasales.

Si bien mencionamos la comparación del ruido en otro órganos que no son en el cerebro pero se utiliza la misma técnica de reconstrucción iterativa (IRIS) de nuestro estudio, cumplen con la misma función que es la de reducir el ruido. Así mismo se concluye que

el uso de la técnica reconstrucción iterativa (IRIS) en tomografías computarizadas de cabeza de adulto redujo el ruido de la imagen y aumentó la calidad diagnóstica.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Una de las principales limitaciones al realizar el presente estudio sucedió al recolectar la muestra, en el servicio de tomografía de la Clínica Good Hope, los tecnólogos médicos trabajamos con rol rotativo, al no estar yo programado todos los días dificultó la recolección de datos, lo cual significó una mayor demora en el tiempo para recolectar la muestra seleccionada.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- El ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro fue menor por reconstrucción iterativa que por retroproyección filtrada en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018.
- La relación señal-ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada fue 19.18 en la sustancia gris, 14.99 en la sustancia blanca, 6.30 en líquido cefalorraquídeo y -648.70 en aire, y la relación contraste ruido fue 3.94.
- La relación señal-ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa fue 25.14 en la sustancia gris, 19.62 en la sustancia blanca, 8.09 en líquido cefalorraquídeo y -706.41 en aire, y la relación contraste ruido fue 5.09.
- Se comparó los resultados obtenidos con respecto a la relación señal-ruido y relación contraste-ruido según la técnica de retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa.
- Existe diferencia significativa en la relación señal-ruido de la sustancia gris ($p=0.000$), sustancia blanca ($p=0.000$), líquido cefalorraquídeo ($p=0.000$), y aire ($p=0.000$), y en la relación contraste-ruido ($p=0.000$), según la técnica de retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa.

Recomendaciones

- Debido a que el ruido en imágenes de TC cerebral disminuye con el uso de la técnica por reconstrucción iterativa a comparación de la retroproyección filtrada en la Clínica Good Hope, se recomienda poder utilizar con mayor frecuencia dicha técnica en TC cerebral, puesto que reducir el ruido mejora la resolución de contraste lo que favorece los lugares con densidades similares juntas como la sustancia gris y sustancia blanca del cerebro y porque también reduce la exposición de radiación al paciente.
- Se sugiere entablar nuevos estudios que permitan comparar los dos tipos de técnicas a nivel de otros órganos, para tener evidencias científicas que permitan ponerlo en práctica en la propia institución.
- El ruido es un parámetro de calidad de imagen, y este trabajo solo se enfocó en el mismo, se sugiere hacer nuevos estudios tomando en cuenta los demás parámetros como lo son resolución espacial, resolución de contraste, linealidad y artefactos y compararlos entre las 2 técnicas de reconstrucción.
- Una de la ventajas de la reconstrucción iterativa es la baja dosis de radiación absorbida por el paciente, se pueden hacer nuevos estudios tomando en cuenta la dosis absorbida con diferentes protocolos y compararlos.
- Se recomienda replicar o extrapolar los resultados de la presente investigación a otros centros o instituciones de salud, nuestra institución la Clínica Good Hope emplea la reconstrucción iterativa (IRIS) nombre comercial empleado por Siemens, otras marcas comerciales tienen diferente nombre y forma de emplear la reconstrucción iterativa, sería interesante obtener resultados de este tipo de reconstrucción para que puedan ser comparados con los nuestros.
- No se recomienda usar la técnica de reconstrucción iterativa en estudios de alto contraste como en TC oídos/peñascos y estudios de Angiotem por que la disminución de ruido trae como consecuencia la pérdida de la resolución espacial, excepto si la patología a evaluar necesita mejor resolución de contraste para poder distinguirlo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Radiological Society of North America. Exploración de la cabeza por TAC. EEUU: Radiological Society of North America; 2016.
2. Korn A, Fenchel M, Bender B, Danz S, Hauser T, Ketelsen D, et al. Iterative Reconstruction in Head CT: Image Quality of Routine and Low-Dose Protocols in Comparison with Standard Filtered Back-Projection. *American Journal of Neuroradiology*. 2012. 33 (2): 218-224.
3. Desai G, Thabet A, Sahani D, et al. Comparative assessment of three image reconstruction techniques for image quality and radiation dose in patients undergoing abdominopelvic multidetector CT examinations. *Br. J Radiol*. 2013; 86 (1021): 20120181.
4. Bittencourt MS., Schmidt B, Seltsmann M., Muschiol G., Ropers D., Daniel WG., Achenbach S. Reconstrucción iterativa en espacio de imagen (IRIS) en tomografía computarizada cardiaca: experiencia inicial. *Imágenes J. Int. Cardiovascular*. 2011, 27 (7): 1081-7.
5. Bulla S, Blanke P, Hassepass F, Krauss T, Winterer JT, Breunig C, Langer M, Pache G, et al. Reducing the radiation dose for low-dose CT of the paranasal sinuses using iterative reconstruction: feasibility and image quality. *Eur J Radiol*. 2012 Se; 81 (9):2246-50.
6. Zizka J, Ryska P, Stepanovska J, Poulova Z, Klzo L, Grepl J, Cermakova E, et al. Iterative reconstruction of pulmonary MDCT angiography: effects on image quality, effective dose and estimated organ dose to the breast. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*. 2014; 158 (2): 259-64.
7. Schindera ST, Diedrichsen L, Müller HC, Rusch O, Marin D, Schmidt B, Raupach R, Vock P, Szucs-Farkas Z, et al. Iterative reconstruction algorithm for abdominal multidetector CT at different tube voltages: assessment of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose in a phantom study. *Radiology*. 2011; 260 (2): 454-62.
8. Clínica Good Hope. Página Institucional. Perú: Clínica Good Hope; 2015.

9. Radioimágenes. Tomografía Cerebral. 2017. [Acceso el 06 de abril del 2017]. Disponible en: <http://www.radioimagenes.com/sitio/servicios/12-tomografia-helicoidal/29-tomografia-cerebral>
10. Radiological Society of North America. Exploración de la cabeza por TAC. Estados Unidos: Radiological Society of North America; 2010.
11. Sociedad Española de Radiología Médica. Tomografía Computarizada. España: SERAM; 2018.
12. Delago M, Azpeita J. Radiología de cabeza y cuello. España: Sociedad Española de Radiología Médica; 2011.
13. Rubín A. Cerebro Humano: Funciones y Partes (con Imágenes). [Acceso el 10 de junio del 2018]. Disponible en: <https://www.lifeder.com/funciones-partes-del-cerebro-humano/>
14. Martos C. Sustancia Gris: Elementos, Localización y Funciones (con Imágenes). [Acceso el 10 de junio del 2018]. Disponible en: <https://www.lifeder.com/sustancia-gris/>
15. Gratacós M. Sustancia blanca cerebral: Funciones y estructura (con imágenes). [Acceso el 10 de junio del 2018]. Disponible en: <https://www.lifeder.com/sustancia-blanca/>
16. Castellero O. Líquido cefalorraquídeo: composición, funciones y trastornos. [Acceso el 10 de junio del 2018]. Disponible en: <https://psicologiymente.net/neurociencias/liquido-cefalorraquideo>
17. Costa J, Soria J. Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico. España: Editorial Elsevier; 2015. Pp: 26-30.
18. Hofer M. Manual práctico de Tc. 4ª ed. Madrid-España: Editorial Médica Panamericana; 2005. Pp: 11-12.

19. Juzga A, Rodriguez B. Método de retroproyección filtrada. Universidad distrital Francisco José de Caldas. [Acceso el 30 de marzo del 2017]. Disponible en: <http://matematicas.uis.edu.co/ccm2011/HTML/ARCHIVOS%20MEMORIAS/APLICADAS/AdrianaJuzga.PDF>.
20. Gonzáles W. Tomográfica FBP y OSEM en los estudios de M.N. Proyecto final integrador. Argentina: Universidad Nacional de General San Martín; 2006.
21. Kontaxakis G, Vaquero J, Santos A. Reconstrucción de imagen en tomografía por emisión de positrones. Rev. R. Acad. Cienc. Exact. Fis. Nat. (Esp). 2002; 96(1-2): 45-57.
22. Ramírez J, Arboleda C, McCollough C. Tomografía computarizada por rayos X: Fundamentos y actualidad. Rev. Ing. Biomed; 2008; 2(4): 13-31.
23. Núñez M. Fundamentos de SPECT. Uruguay: Escuela Universitaria de Tecnología Médica; 2008.
24. Bodelle B, Wichmann JL, Scholtz JE, Lehnert T, Vogl TJ, Luboldt W, Schulz B. Iterative Reconstruction Leads to Increased Subjective and Objective Image Quality in Cranial CT in Patients With Stroke. AJR Am J Roentgenol. 2015; 205(3):618-22.
25. Sacoto S. Estudio de las técnicas de reconstrucción tomográfica [Trabajo de ingeniería electrónica]. Cuenca-Ecuador: Universidad del Azuay. Facultad de Ciencia y Tecnología; 2013.
26. Siemens Healthineers. SOMATOM Scope. “Focus on the essence” VS. “Compromise on what matters” – Second best is not an option. Alemania: Siemens Healthineers; 2018. [Acceso el 20 de enero del 2018]. Disponible en: <https://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/single-source-ct/somatom-scope/technical-specifications>
27. Geyer L, Schoepf U, Meinert F, Nance J, Bastarrika G, Leipsic J, et al. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. Radiology. 2015; 276(2).

28. Viteri A. Técnicas de reconstrucción iterativa en tomografía computarizada: principios técnicos, reducción de dosis y calidad de imagen. Club bibliográfico SERAM. 2013.
29. Piña M. ¿Qué son las unidades Hounsfield?. 2015. [Acceso el 10 de abril del 2018]. Disponible en: <http://imaxrx.com.ve/que-son-las-unidades-hounsfield/>
30. Cano J, Baño R. Exploraciones radiológicas del Abdomen en TAC. España: Fesitess Andalucía; 2011.
31. Spinelli C. Calidad de la imagen en tomografía. Hospital Santojanni. Argentina: Universidad Nacional de General de San Martín. 2006.
32. Ugarte J. Manual de Tomografía Axial Computarizada Multicorte. 3ª ed. La Habana-Cuba: CIMEQ; 2006.
33. Relación señal/ruido. 2017. [Acceso el 09 de enero del 2018]. Disponible en: https://glosarios.servidor-alicante.com/tomografia-computarizada/relacion-senyal-_ruido
34. Ferreirós J. Capítulo 1. Imagen por rayos X. [Acceso el 04 de enero del 2018]. Disponible en: <http://media.axon.es/pdf/77088.pdf>
35. De la Cámara M. Calidad imagen en Resonancia Magnética. [diapositiva]. 2014. 53 diapositivas.
36. Rinck P. Resonancia Magnética. Una introducción crítica y revisada por pares. 9ª ed. 2016.

ANEXOS

ANEXO N° 1: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Variable	Definición operacional	Dimensiones	Indicadores	Tipo	Escala de Medición	Valores	Fuente de verificación
Retroproyección filtrada	Algoritmo de solo una interpolación unidimensional, la cual recompone los límites de integración de la Transformada de Fourier Inversa, sumado a la inversa de Radon modificada, en la reconstrucción cada pixel o voxel necesita una escala de grises, cálculo de coeficiente de atenuación es el desafío en TC.	Relación señal-ruido	SNR=media UH del ROI / SD UH del ROI en sustancia gris	Cuantitativa	Razón	En números	Ficha de recolección de datos
			SNR=media UH del ROI / SD UH del ROI en sustancia blanca				
			SNR=media UH del ROI / SD UH del ROI en líquido cefalorraquídeo				
			SNR=media UH del ROI / SD UH del ROI en Aire				
		Relación contraste-ruido	CNR=media de s. gris–media de s. blanca / [(SD de UH de s. gris) ² +(SD de UH de s. blanca) ²] ^{1/2}	Cuantitativa	Razón	En números	
Reconstrucción iterativa	Algoritmo que propone solución en base a cálculos matemáticos simples (+, -, /, X, etc.) para luego comparar los datos del problema (proyección) y realizar correcciones necesarias, en un método Reiterativo hasta lograr solución.	Relación señal-ruido	SNR=media UH del ROI / SD UH del ROI en sustancia gris	Cuantitativa	Razón	En números	Ficha de recolección de datos
			SNR=media UH del ROI / SD UH del ROI en sustancia blanca				
			SNR=media UH del ROI / SD UH del ROI en líquido cefalorraquídeo				
			SNR=media UH del ROI / SD UH del ROI en Aire				
		Relación contraste-ruido	CNR=media de s. gris–media de s. blanca / [(SD de UH de s. gris) ² +(SD de UH de s. blanca) ²] ^{1/2}	Cuantitativa	Razón	En números	

ANEXO N° 2: MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA	OBJETIVOS	VARIABLE	Dimensiones	METODOLOGIA
¿Cómo es la evaluación del ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018?	<p>OBJETIVO GENERAL: Evaluar el ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa en la Clínica Good Hope, Lima del año 2018.</p> <p>OBJETIVOS ESPECÍFICOS:</p> <ul style="list-style-type: none"> – Estimar la relación señal-ruido y la relación contraste-ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por retroproyección filtrada – Estimar la relación señal ruido y la relación contraste ruido en la imagen de la tomografía computarizada de cerebro por reconstrucción iterativa. – Comparar los resultados obtenidos con respecto a la relación señal-ruido y relación contraste-ruido según la técnica de retroproyección filtrada y reconstrucción iterativa. 	<p><i>Variable de estudio:</i> Ruido en imágenes de tomografía computarizada de cerebro por:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Retroproyección filtrada. - Reconstrucción iterativa 	<p>-Relación señal-ruido -Relación contraste-ruido</p>	<p>TIPO: observacional, analítico-comparativo, prospectivo y de corte transversal.</p> <p>MUESTRA: el tamaño de la muestra estará conformada por la totalidad de la población, es decir por 67 imágenes de tomografías computarizadas de cerebro, evaluadas por dos técnicas: retroproyección filtrada (FBS) y reconstrucción iterativa (IRIS).</p> <p>INSTRUMENTO: Observación, historias clínicas e imágenes tomográficas.</p> <p>ANÁLISIS ESTADÍSTICO: Para el análisis de los datos se utilizará estadística analítica, las variables cualitativas serán estimadas mediante medidas de distribución de frecuencias (absolutas y relativas) y las variables cuantitativas mediante medidas de tendencia central y de dispersión.</p>

ANEXO 3 SOLICITUD PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Profesional de Tecnología Médica



SOLICITUD PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS

"Año del Buen Servicio al Ciudadano"

Sr. Gerente del área de centro de diagnóstico por imágenes CLINICA GOOD HOPE

Dr. Juan Astete Tenicela

Presente.-

De mi mayor consideración:

Es grato dirigirme a usted para hacerle llegar un saludo cordial y a la vez hacer de su conocimiento que estamos realizando un proyecto de investigación titulado **"EVALUACIÓN DEL RUIDO EN IMÁGENES DE TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA DE CEREBRO POR RETROPROYECCIÓN FILTRADA Y RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA. CLÍNICA GOOD HOPE, LIMA-2018"** Por tal motivo, acudimos a usted para solicitar el permiso para ejecutar la investigación en el **Clínica Good Hope** que Ud. dirige.

Aprovecho la ocasión para hacer extensivo las muestras de nuestra especial consideración y estima.

Atentamente,

Bachiller Anthony Pedro Mayuri Ramos

Estudiante de la E.A.P Tecnología Médica

Área de Radiología.

DNI: 48668902

Dr. Juan Astete Tenicela
Diagnostico por imagenes
CMP 20466 RNE 10344

ANEXO 4: FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

HISTORIA CLÍNICA:

1. Edad: _____
2. Sexo
 - a) Femenino ()
 - b) Masculino ()

INFORME TOMOGRÁFICO DE RETROPROYECCIÓN FILTRADA

RELACIÓN SEÑAL RUIDO:

SG: Media: _____	Desviación estándar: _____	SNR: _____
SB: Media: _____	Desviación estándar: _____	SNR: _____
LCR: Media: _____	Desviación estándar: _____	SNR: _____
AIRE: Media: _____	Desviación estándar: _____	SNR: _____

RELACIÓN CONTRASTE-RUIDO:

SG: Media: _____	Desviación estándar: _____
SB: Media: _____	Desviación estándar: _____
CNR: _____	

INFORME TOMOGRÁFICO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA

RELACIÓN SEÑAL RUIDO:

SG: Media: _____	Desviación estándar: _____	SNR: _____
SB: Media: _____	Desviación estándar: _____	SNR: _____
LCR: Media: _____	Desviación estándar: _____	SNR: _____
AIRE: Media: _____	Desviación estándar: _____	SNR: _____

RELACIÓN CONTRASTE-RUIDO:

SG: Media: _____	Desviación estándar: _____
SB: Media: _____	Desviación estándar: _____
CNR: _____	

ANEXO 5: IMÁGENES

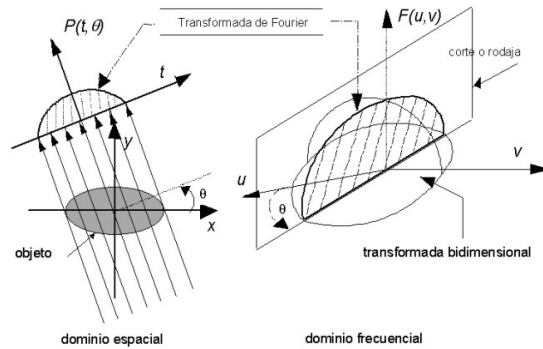


Figura 1: El teorema de cortes de Fourier da una relación entre la transformada unidimensional de Fourier de una proyección y la transformada bidimensional de Fourier del objeto.

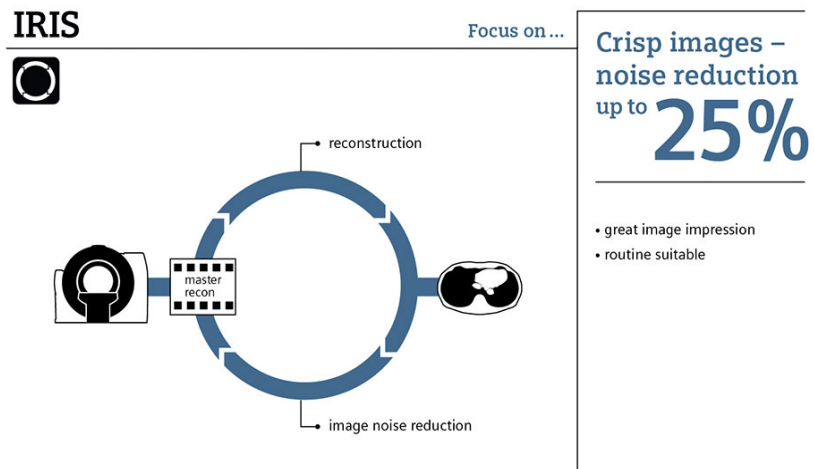


Figura 2: IRIS - reconstrucción iterativa en el espacio imagen (SIEMENS)



Figura 3: equipo de tomografía computada multidetector (TC Multidetector) 16 cortes “Siemens Somatom Scope”

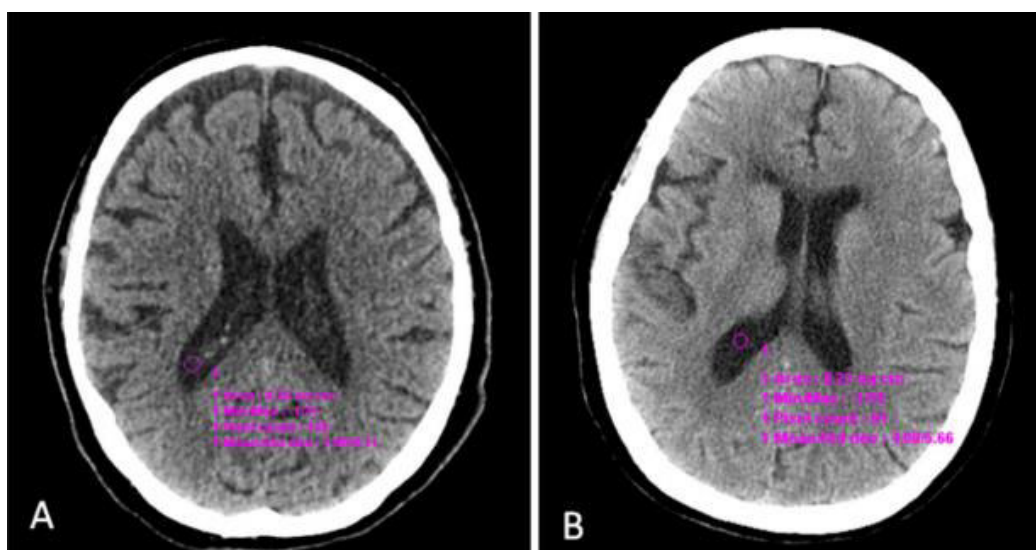


Figura 4: Efecto de la dosis sobre el ruido en una imagen tomográfica. Cuando la dosis aumenta el ruido decrece.



Figura 5: Ruido resultante de una baja dosis de radiación

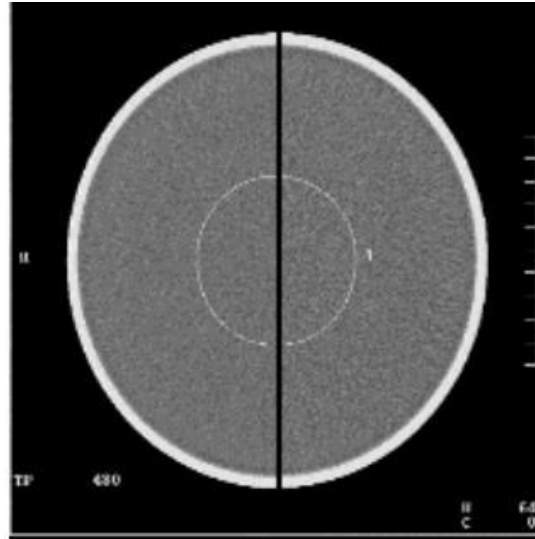


Figura 6: Fantoma de agua de 20cm de diámetro. Izquierda: alto producto mAs, bajo nivel de ruido. Derecho: bajo producto mAs, alto nivel de ruido

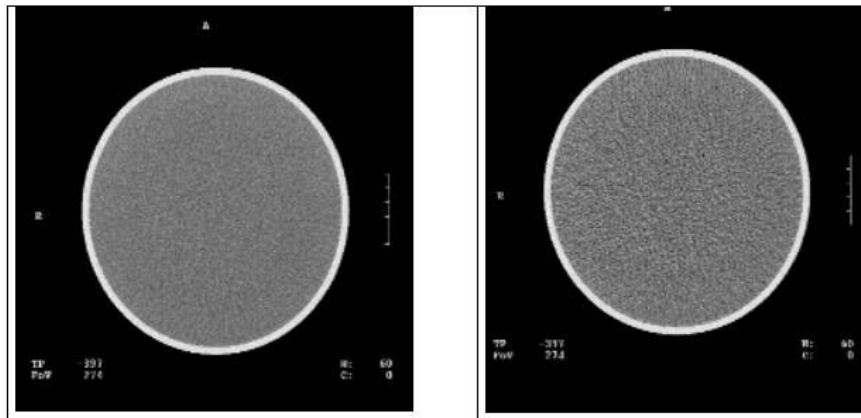


Figura 7: Izquierda: Fantomas de agua, alto mAs, reducción del ruido. Derecha: Fantoma de agua, bajo mAs, ruido pronunciado.

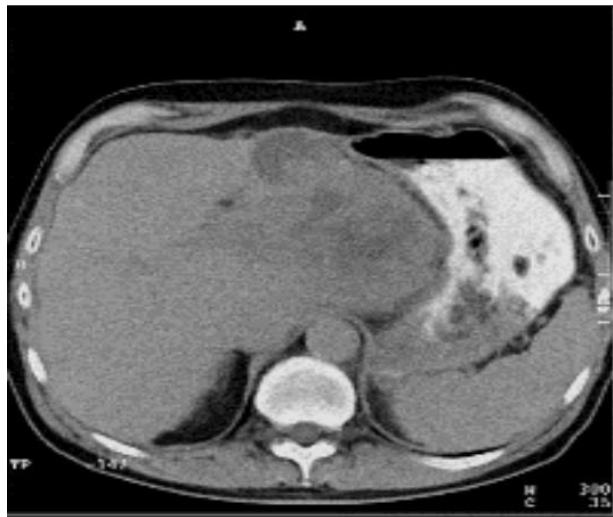


Figura 8: Corte de abdomen, bajo mAs, alto nivel de ruido,

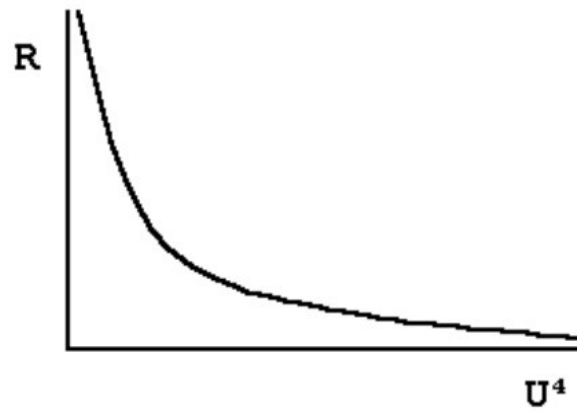


Figura 9: Aumento de la tensión del tubo

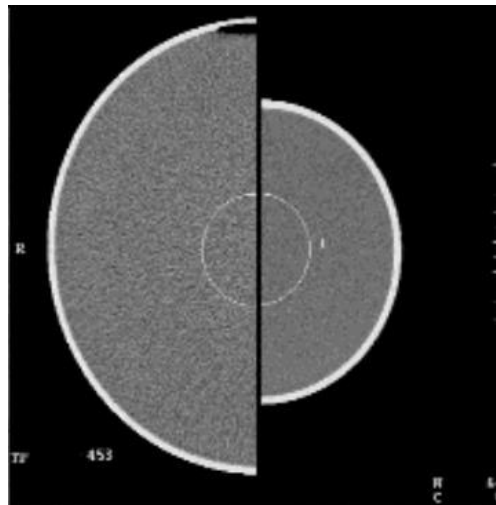


Figura 10: Fantoma de agua según tamaño del paciente. Izquierda: 30cm de diámetro.
Derecha: 20 cm

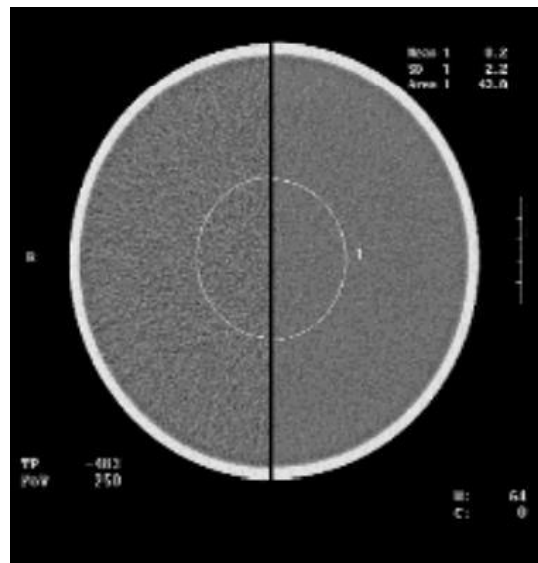


Figura 11: Fantoma de agua de 20 cms según ancho de corte. Izquierdo: corte fino
Derecha: corte grueso. Bajo nivel de ruido.



Figura 12: Tamaño de la matriz. A la derecha matriz más chica, aumenta el tamaño del
píxel, aumenta la señal/ruido pero se pierde resolución-

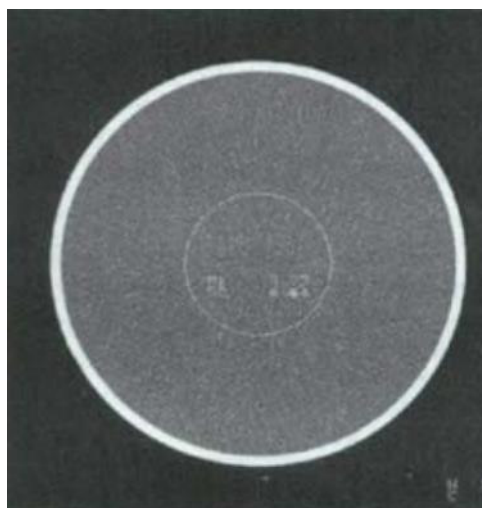


Figura 13: Ruido en el pixel medido con un fantoma de agua de 20cm de diámetro. El ruido se mide en la región de interés mostrada

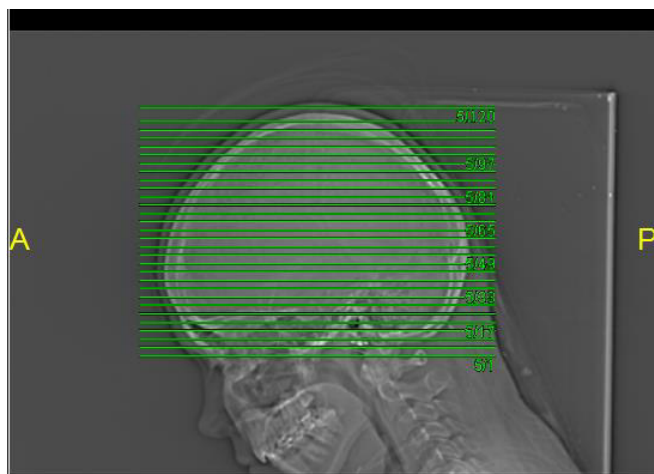


Figura 14: Topograma de tomografía cerebral en vista lateral

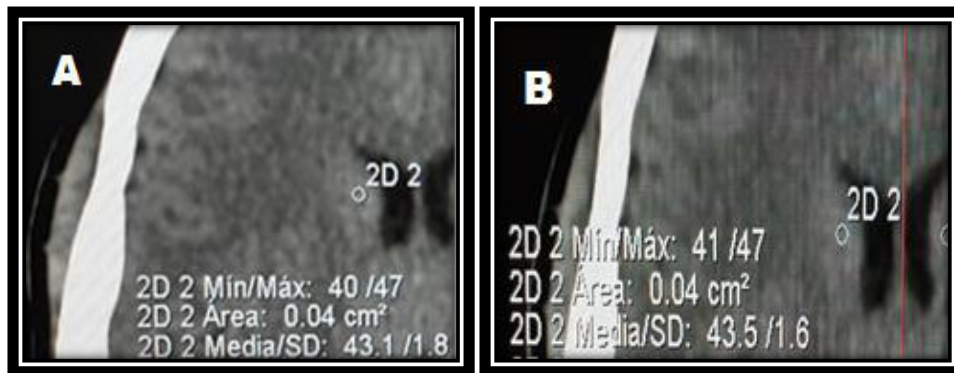


Figura 15: Corte axial de tomografía cerebral simple de una mujer de 29 años con reconstrucción FBP (A) e IRIS (B) en la que vemos un ROI posicionado en sustancia gris del núcleo caudado que muestra su valor de la media y desviación estándar.

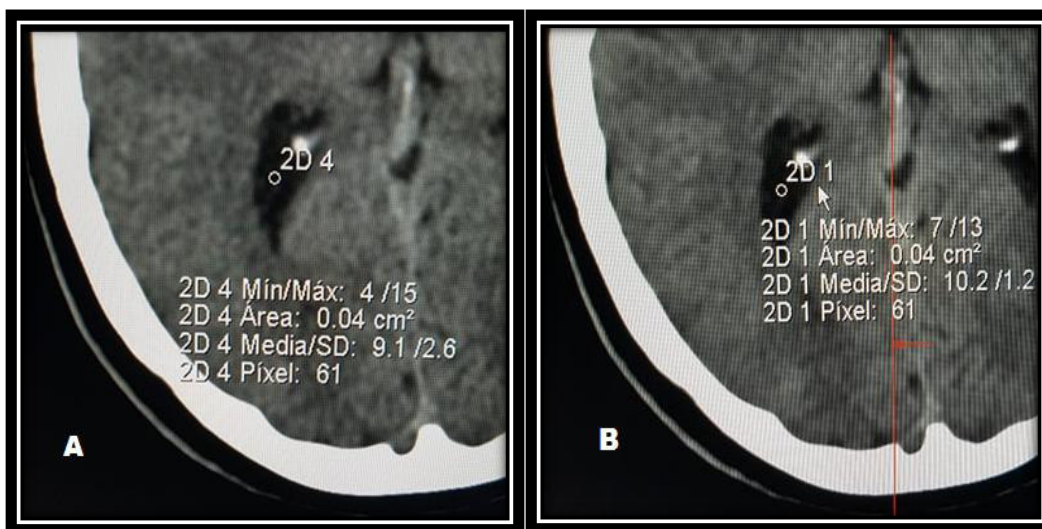


Figura 16: Corte axial de tomografía cerebral simple de una mujer de 23 años con reconstrucción FBP (A) e IRIS (B) en la que vemos un ROI posicionado en LCR de los ventriculos laterales, se aprecia que hay más ruido por FBP.

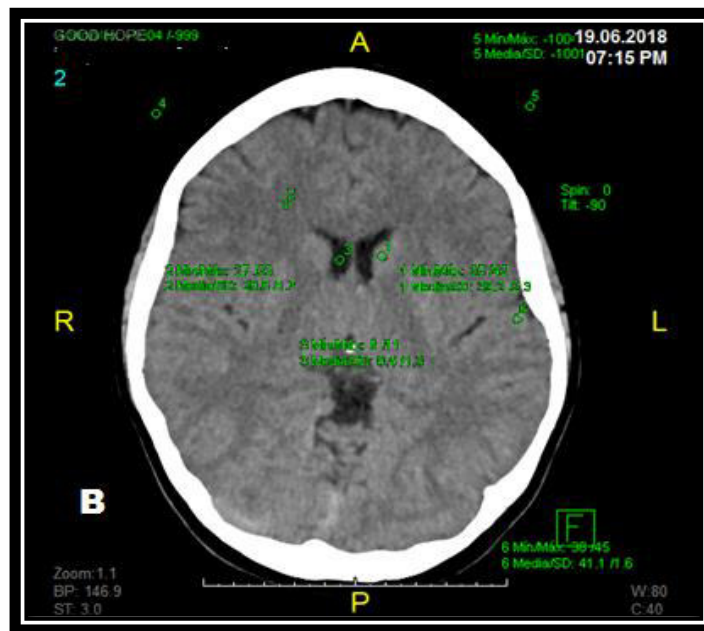
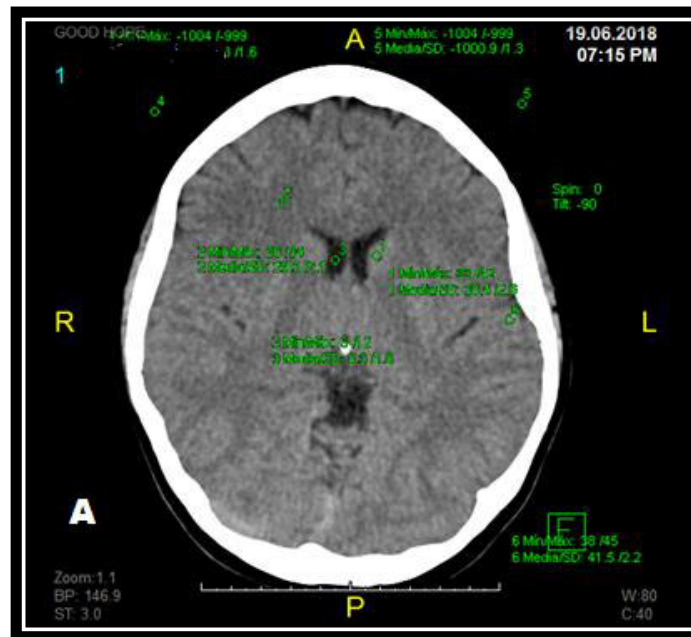














Figura 17: Corte axial de tomografía cerebral simple de una mujer de 32 años con reconstrucción FBP (A) e IRIS (B) en la que vemos varios ROIs posicionados en sustancia gris, sustancia blanca, LCR y aire, comparando los valores se interpretan como aumento del ruido en el grupo de reconstrucción con FBP frente a IRIS

ANEXO 6: PRUEBA DE NORMALIDAD

Pruebas de Kolmogorov-Smirnov		p	Normalidad
Tomografía de Retroproyección Filtrada	Relación Señal ruido de Sustancia Gris	0.200	SI
	Relación Señal ruido de Sustancia Blanca	0.200	SI
	Relación Señal ruido del Líquido cefalorraquídeo	0.200	SI
	Relación Señal ruido del Aire	0.000	NO
	Relación contraste ruido	0.023	NO
Tomografía de Reconstrucción Iterativa	Relación Señal ruido de Sustancia Gris	0.200	SI
	Relación Señal ruido de Sustancia Blanca	0.200	SI
	Relación Señal ruido del Líquido cefalorraquídeo	0.066	SI
	Relación Señal ruido del Aire	0.000	NO
	Relación contraste ruido	0.003	NO

**ANEXO 7: CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO DE TOMOGRAFIA
COMPUTARIZADA-SIEMENS SOMATOM SCOPE-CLINICA GOOD HOPE**

 <p>QC DOSE S.A.C. CONTROL DE CALIDAD</p>	<p>CERTIFICADO</p> <p>CONTROL DE CALIDAD Nº 0154.18</p>	<p>EMPRESA AUTORIZADA POR LA OFICINA TÉCNICA DE LA AUTORIDAD NACIONAL OTAN / IPEN LICENCIA Nº S0086.E3</p> <p>EL DEPARTAMENTO DE CONTROL DE CALIDAD DE LA EMPRESA QC DOSE S.A.C. CERTIFICA QUE SE HA REALIZADO LA EVALUACIÓN EN LA INSTALACIÓN RADIOLÓGICA DE:</p>								
<p>EQUIPO EVALUADO</p> <table border="1"> <tr> <td>TIPO / USO</td> <td>TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA</td> </tr> <tr> <td>MARCA</td> <td>SIEMENS</td> </tr> <tr> <td>MODELO</td> <td>SOMATOM SCOPE</td> </tr> <tr> <td>Nº DE SERIE</td> <td>91725</td> </tr> </table>	TIPO / USO	TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA	MARCA	SIEMENS	MODELO	SOMATOM SCOPE	Nº DE SERIE	91725	<p>CLÍNICA GOOD HOPE</p> <p>Malecón Balta Nº 956 - Miraflores</p> <p>Lima - Lima</p>	<p>VERIFICANDO QUE LOS PARÁMETROS TÉCNICOS Y GEOMÉTRICOS DEL EQUIPO SE ENCUENTRAN DENTRO DEL NIVEL DE ACEPTACIÓN INDICANDO EN LOS PROTOCOLOS APROBADOS A LA EMPRESA.</p> <p>INFORME TÉCNICO Nº : 0157 - QC DOSE - 18.3 Lima, 24 de enero de 2018</p> <p>(*) VENCIMIENTO : 23 de enero de 2019</p> <p align="right">  Lic. Caterina S. Camarena Rodríguez Licencia IPEN/OTAN Nº 0690 - 11 </p> <p align="right">   </p>
TIPO / USO	TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA									
MARCA	SIEMENS									
MODELO	SOMATOM SCOPE									
Nº DE SERIE	91725									

*Cualquier modificación de las características del equipamiento da por anulada este certificado.



QC DOSE S.A.C.
CONTROL DE CALIDAD



INFORME TÉCNICO DE CONTROL DE CALIDAD N° 0157 - QC DOSE – 18.3

1. **USUARIO** : CLINICA GOOD HOPE
Malecón Balta N° 956 - Miraflores
Lima – Lima
2. **EQUIPO** : **TOMOGRFÍA COMPUTARIZADA**
Sala: Tomografía / 1° Piso

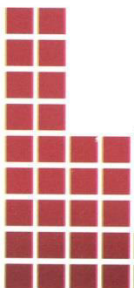
DESCRIPCIÓN	SISTEMA	TUBO RX
Marca	SIEMENS	N.I.
Modelo	SOMATOM SCOPE	N.I.
No. Serie	91725	N.I.
kV máximo	130	130
mA máximo	345	N.I.
Filtración	N.I.	N.I.
Tipo de detectores / número	ESTADO SÓLIDO / 24	N.I.
Tamaño de matriz	512 x 512	N.I.
Punto Focal (mm ²)	N.I.	N.I.
Sistema de barrido	HELICAL – MULTICORTE	N.I.
Procesamiento digital	3D	N.I.
Almacenamiento de datos	HD	N.I.
Espesor de corte (mm)	0.6/1.2/2.4/3.6/4.8/5.0/8.0/9.6/10/16	N.I.
Indicador luminoso (I/E)	LUZ LÁSER	N.I.
Tiempo Rotación (s)	0.5 / 0.6 / 1.0 / 1.5	N.I.
Angulación del Gantry	+/- 30°	N.I.
Año de Fabricación	2016	N.I.
Año de Instalación	2016	2016

• N.I.: No indica en el equipo.

3. **FECHA** : Expedición : 24 de enero de 2018
Vencimiento : 23 de enero de 2019

4. **CONCLUSIONES DE LA EVALUACIÓN:**

En función de los resultados obtenidos en las pruebas de Control de Calidad del Equipo de Rayos X de Tomografía Computarizada de referencia, se concluye que todas las pruebas han sido aprobadas.



INFORME TÉCNICO N° 0157 – QC DOSE - 18.3

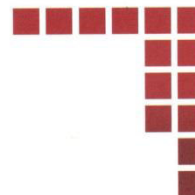
CERTIFICADO CC N° 0154.18

Página 1 de 4

Central: 715 0830
717 9875

Dir: Av. Tomás Marsano N° 1915 Lima 34 - Perú
E-mail: ventas@qcdose.com
controldecualidad@controldecualidad.com.pe
www.qcdose.com

RPC : 989 150 568
RPM : *612545
Entel : 998 242 222



5. **PROCEDIMIENTO:**

5.1 **Equipos de medida:** Lector de Medida de rayos X: Xi Base unit w/mAs platinum, modelo 8201021-H, serie: 132716. Evaluador de haces de rayos X con detectores externos: Detector de estado sólido, Marca: UNFORS, Modelo: 8202031-J Xi R/F & MAM Detector, Serie: 132495. Detector de estado sólido para Tomografía, Marca: UNFORS, Modelo: 8202041-B Xi CT Detector Platinum, Serie: 138796. Detector de estado sólido de radiación dispersa y de fuga, Marca: UNFORS, Modelo: 8202062-C Xi Survey Detector, Serie: 177281. Fantomas de abdomen y cráneo, Marca: FLUKE BIOMEDICAL, Modelo: 76-424-4156, Mini Phantom CT QC, Marca: Supertech, Modelo: 76-430, Serie: 574-264-4310.

5.2 **Punto de referencia:** El punto medio de la superficie del detector de radiación ubicado en el isocentro del gantry y la dosis es calculada en las posiciones establecidas en los fantomas de abdomen y de cráneo.

6. **MEDICIONES Y RESULTADOS:**

6.1. **Inspección Física:**

PRUEBA	ACEPTABLE
Estado del gantry, indicadores de posición operativos	Si
Estado de la mesa del paciente: no deben desplazarse libremente	Si
Estado de los indicadores de la técnica de exposición: (consola / gantry)	Si
Aire acondicionado en el ambiente: recomendado	Si
Estado del sistema audible de comunicación: debe ser clara	Si
Manual del equipo accesible para el operador	Si

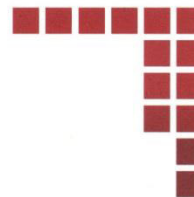
6.2. **Tensión del Tubo:**

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Repetibilidad (%)	3.22	$\leq \pm 10\%$	Si
Exactitud (%)	0.51	$\leq \pm 10\%$	Si

6.3. **Tiempo de Exposición:**

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Repetibilidad (%)	2.87	$\leq \pm 10\%$	Si
Exactitud (%)	4.24	$\leq \pm 10\%$	Si





6.4. Determinación de la Filtración Total:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Capa Semirreductora (mm Al)	4.46	≥ 3.5	Si

6.5. Repetibilidad, Linealidad de la Exposición y Rendimiento del Tubo:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Repetibilidad (%)	4.45	$\leq \pm 10\%$	Si
Coefficiente de linealidad (%)	0.98	$\leq \pm 20\%$	Si
Rendimiento a 1 m de distancia.	48.12	30 - 65 ($\mu\text{Gy/mAs}$)	Si

6.6. Sistema de Colimación:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Distancia entre el haz luminoso lateral y el haz de radiación.	0.7	$\leq 2 \text{ mm}$	Si

6.7. Alineamiento de la mesa en relación al gantry:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Coincidencia del eje longitudinal de la mesa con el plano vertical que pasa por el isocentro y con el indicador luminoso sagital.	1.5	$\leq 5 \text{ mm}$	Si

6.8. Movimiento Longitudinal de la mesa:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Diferencia entre la distancia recorrida y la indicada en el gantry.	0.6	$\pm 2 \text{ mm}$	Si

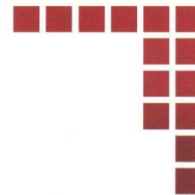
6.9. Inclinación del Gantry:

PRUEBA	ANGULOS UTILIZADOS	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Verificar el desvío entre el ángulo medido y el ángulo nominal indicado en el gantry.	0°	+1.0°	$\pm 3^\circ$	Si
	+ 10°	+1.0°	$\pm 3^\circ$	Si
	- 10°	-1.0°	$\pm 3^\circ$	Si





QC DOSE S.A.C.
CONTROL DE CALIDAD



6.10. Espesor de Corte:

PRUEBA	CORTES UTILIZADOS (mm)	RESULTADO (mm)	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Calcular la diferencia entre el valor nominal y el valor medido del espesor de corte seleccionado.	1.20	-0.6	± 1 mm	Si
	1.50	-0.4	± 1 mm	Si
	3.60	+0.7	± 1 mm	Si

6.11. Ruido, Calibración y Uniformidad del Número CT:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Ruido (%)	0.72	(0.5 - 1.0) %	Si
Exactitud del número CT	1.06	± 4 UH	Si
Uniformidad del número CT	1.50	± 5 UH	Si

6.12. Resolución de Bajo Contraste:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Determinar la capacidad del sistema para discriminar objetos de bajo contraste (diámetro)	3	< 5 mm	Si


6.13. Resolución de Alto Contraste:

PRUEBA	RESULTADO	TOLERANCIA	ACEPTABLE
Determinar la resolución de alto contraste sobre diferentes condiciones	5	≥ 4 pl/cm	Si

6.14. Evaluación de la Dosis:

Examen	kV	mAs	t (s)	T (mm)	L (mm)	CTDI mGy	MSAD mGy	MSAD mGy referencia(*)	ACEPTABLE
Cráneo	110	270	1.50	1.20	30	9.433	1.887	50	Si
Abdomen	130	100	0.6	1.50	30	14.49	0.72	25	Si


Lic. Caterina S. Camarena Rodríguez
Físico autorizado en Control de Calidad
Lic. Ind. IPEN N° 0690 – 11

 **QC DOSE S.A.C.**
Ing. Nicolás Romero Carlos
GERENTE GENERAL

INFORME TÉCNICO N° 0157 – QC DOSE - 18.3

CERTIFICADO CC N° 0154.18

Página 4 de 4

Central: 715 0830
717 9875

Dir: Av. Tomás Marsano N° 1915 Lima 34 - Perú
E-mail: ventas@qcdose.com
controldecalidad@controldecalidad.com.pe
www.qcdose.com

RPC : 989 150 568
RPM : *612545
Entel : 998 242 222

ANEXO 8: VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO

LISTA DE JUECES EXPERTOS

Juez experto	Profesión	Grado académico	Ocupación
Nestor Tenio Obregón	Tecnólogo Médico	Licenciado	Jefe de Tecnólogos Médicos en Clínica San Borja
Enrique Espinoza Esli	Tecnólogo Médico	Licenciado	Area Tomografía-Hospital Emergencias Pediátricas
Ricardo Pimentel Vidal	Tecnólogo Médico	Licenciado	Area Tomografía-Clínica Internacional
Nathaly Patricia Escobar Da Silva	Tecnólogo Médico	Licenciado	Area Tomografía-Clínica González
Teresa Ramírez Sotelo	Tecnólogo Médico	Licenciado	Area Tomografía - Clínica Delgado

APROBACION DE JUICIO DE EXPERTOS

PRUEBA ESTADÍSTICA BINOMIAL

CRITERIOS	Jueces					Sig. exacta
	1	2	3	4	5	p
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	1	1	1	1	1	0.031
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	1	1	1	1	1	0.031
3. La estructura del instrumento es adecuado	1	1	1	1	1	0.031
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claros y entendibles)	1	1	1	1	1	0.031
5. 5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	1	1	1	1	1	0.031
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento	1	1	1	1	1	0.031
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	1	1	1	1	1	0.031
8. El número de ítems es adecuado para su aplicación.	1	1	1	1	1	0.031

Puntaje otorgado a cada criterio para el instrumento:

- Criterio aceptable = 1 (SI)
- Criterio no aceptable = 0 (NO)

Del cuadro anterior se puede concluir que los criterios del 1 al 8 han sido considerados válidos para el 100% de los validadores, con proporciones menores a 0.05, obteniendo siendo considerados válidos las preguntas a aplicar a la población.

CERTIFICADO DE VALIDEZ DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE EXPERTOS:

Nombre del Experto: Abelardo N. Tenio Obregón
 Profesión: TECNÓLOGO MÉDICO
 DNI: 07328940
 Especialidad del validador: DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE INSTRUMENTOS - TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA
 Ocupación: JEFE DE TECNOLOGÍAS MÉDICAS C.S.B.
 Grado Académico: LICENCIADO

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le pedimos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada apartado según su apreciación. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión	
	SI	No
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X	
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X	
3. La estructura del instrumento es adecuado	X	
4. Los ítems del instrumento están correctamente formulados, (claros y entendibles)	X	
5. Los ítems del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	X	
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X	
7. Las categorías de cada variable son suficientes.	X	
8. El número de ítems es adecuado para su aplicación.	X	

Observaciones (precisar si hay suficiencia en la cantidad de ítem):

Opinión de aplicabilidad: Aplicable [X] No aplicable [] Aplicable después de corregir []

Nota: Suficiencia, se dice suficiencia cuando los ítems planteados son suficientes para medir la dimensión

Dr. Abelardo N. Tenio Obregón
U. N. M. S. N.
 DOCENTE NOMBRADO
 511717-0023

Firma de
 Experto

CERTIFICADO DE VALIDEZ DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE EXPERTOS:

Nombre del Experto: Enrique Junior Capinac Est.
 Profesión: Psicólogo Clínico
 DNI: 4197468
 Especialidad del validador: Psicología
 Ocupación: Psicología - Psicología
 Grado Académico: Maestría en Psicología

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le pedimos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada apartado según su apreciación. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión		Observación
	SI	NO	
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X		
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X		
3. La estructura del instrumento es adecuado	X		
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas, (claros y entendibles)	X		NO SON PREGUNTAS, SOLO ÍTEMS
5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la operacionalización de la variable.	X		NO SON PREGUNTAS, SOLO ÍTEMS
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X		
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	X		
8. El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	X		NO SON PREGUNTAS, SOLO ÍTEMS

Observaciones (precisar si hay suficiencia en la cantidad de ítem):
 Opinión de aplicabilidad: Aplicable [] No aplicable [X]

Nota: Suficiencia, se dice suficiencia cuando los ítems planteados son suficientes para medir la dimensión

Enrique Junior Capinac Est.
 Psicólogo Clínico
 Experto

CERTIFICADO DE VALIDEZ DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE EXPERTOS:

Nombre del Experto: *Ricardo Puente Vidal*
Profesión: *Psicólogo*
DNI: *45.97.93.22*
Especialidad del validador: *Neuropsicología*
Ocupación: *Psicólogo - Psicólogo A.C.*
Grado Académico: *Licenciado*

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le pedimos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada apartado según su apreciación. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión	
	SI	No
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	<input checked="" type="checkbox"/>	
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	<input checked="" type="checkbox"/>	
3. La estructura del instrumento es adecuado	<input checked="" type="checkbox"/>	
4. Los ítems del instrumento están correctamente formulados. (claros y entendibles)	<input checked="" type="checkbox"/>	
5. Los ítems del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	<input checked="" type="checkbox"/>	
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	<input checked="" type="checkbox"/>	
7. Las categorías de cada variable son suficientes.	<input checked="" type="checkbox"/>	
8. El número de ítems es adecuado para su aplicación.	<input checked="" type="checkbox"/>	

Observaciones (precisar si hay suficiencia en la cantidad de ítem):

Opinión de aplicabilidad: Aplicable [☒] No aplicable []

Nota: Suficiencia, se dice suficiencia cuando los ítems planteados son suficientes para medir la dimensión

Firma de
 Experto
 Lic. Ricardo Puente Vidal
 Psicólogo Médico - SSB
 CTM. 10649
 Clínica Internacional

CERTIFICADO DE VALIDEZ DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE EXPERTOS:

Nombre del Experto: NATHALY PATRICIA ESCOBAR DA SILVA
 Profesión: TECNÓLOGO MÉDICO RADIOLOGÍA
 DNI: 46243377
 Especialidad del validador: TOXICOLOGÍA COMUNITARIA
 Ocupación: CLÍNICA GONIALES
 Grado Académico: LICENCIADA

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le pedimos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada apartado según su apreciación. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión		Observación
	SI	NO	
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	<input checked="" type="checkbox"/>		
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	<input checked="" type="checkbox"/>		
3. La estructura del instrumento es adecuado	<input checked="" type="checkbox"/>		
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas (claros y entendibles)	<input checked="" type="checkbox"/>		
5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la operacionalización de la variable.	<input checked="" type="checkbox"/>		
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	<input checked="" type="checkbox"/>		
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	<input checked="" type="checkbox"/>		
8. El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	<input checked="" type="checkbox"/>		

Observaciones (precisar si hay suficiencia en la cantidad de ítem): _____

Opinión de aplicabilidad: Aplicable ☒ No aplicable ☐

Nota: Suficiencia, se dice suficiencia cuando los ítems planteados son suficientes para medir la dimensión

Nathaly
 Lic. Nathaly Patricia Escobar Da Silva
 Tecnólogo Médico en Radiología

Firma de
Experto

CERTIFICADO DE VALIDEZ DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE EXPERTOS:

Nombre del Experto: Teresa Ramirez Sotelo
Profesión: Tecnología Médica
DNI: 44046518
Especialidad del validador: Radiología
Ocupación: Radiografía G.
Grado Académico: Licenciada

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le pedimos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada apartado según su apreciación. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión	
	SI	No
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X	
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X	
3. La estructura del instrumento es adecuado	X	
4. Los ítems del instrumento están correctamente formulados. (claros y entendibles)	X	
5. Los ítems del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	X	
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X	
7. Las categorías de cada variable son suficientes.	X	
8. El número de ítems es adecuado para su aplicación.	X	

Observaciones (precisar si hay suficiencia en la cantidad de ítem): _____

Opinión de aplicabilidad: ☒ Aplicable ☐ No aplicable ☐ No aplicable []

Nota: Suficiencia, se dice suficiencia cuando los ítems planteados son suficientes para medir la dimensión

Medja-Ser S.A.C.
 Auna Clínica Daigado
 LIC. TERESA RAMIREZ SOTELO
 Tecnólogo Médico
 F110810011454
 Experto